目　录

内 容 简 介

本书比较全面和深入地介绍了口腔生物力学的新动向和科研新成果，系一部口腔生物力学专著。其主要内容包括生物力学基础理论和口腔生物力学知识，以及临床应用的生物力学有关问题。本书可作为口腔医学七年制学生和研究生的教材，亦可供临床口腔医师参考。

前　言

生物力学是一门新兴的边缘学科，近10余年来发展很快，随着各学科的相互交义、相互渗透，生物力学已与口腔医学相结合，形成一门新学科——口腔生物力学。生物力学在口腔医学领域中的应用，国内外已作了大量的研究，并取得了显著的成果，促进了口腔修复学、正畸学、颌面外科学、颞颌关节学、口腔解剖生理学等学科的迅速发展，提高了口腔医学各学科的理论和临床诊治水平。

1982年我院开始在硕士研究生中开展口腔生物力学的教学工作，已有13年历史，虽累积了一定的教学经验，但缺乏一本全面、系统结合口腔临床的生物力学教材，影响了这门课程教学质量的进一步提高。加之，口腔医学七年制学生和研究生在设计科研课题时，有的选题也涉及到生物力学问题。目前，关于生物力学在口腔医学中的应用参考书，国外很少，而国内尚未见到专题著作。由此，促使我们动手将多年来在口腔生物力学的教学、科研和临床方面的经验进行总结，结合国内外科研成果，编写此书。

本书共分12章，包括概论、生物力学的理论基础、牙体及牙周组织的生物力学、𬌗与颞下颌关节的生物力学、固定修复和可摘义齿的生物力学、牙颌面畸形矫治和口腔种植的生物力学、牙周病矫治和修复材料力学、实验应力分析等。本书阐述了本门学科的基础理论，又充分重视临床方面的实际应用，介绍了国内外当前口腔生物力学发展的新动向和科研新成果，是为口腔医学七年制学生和研究生编写的教材，也可作为临床口腔医师的参考书。

编写中难免有不足之处，希望批评指正。

赵云凤
于华西医科大学口腔医学院
1995年12月

目　录

第一章 概　论

第一节　生物力学研究的内容

一、生物力学的概念

生物力学是一门独立的新兴学科，近20年来才突飞猛进。随着社会的不断进步，科学技术的发展，生物力学逐渐渗透入生物学、医学、口腔医学的各个领域，促进了各个学科的迅速发展，从而提高了基础学科的理论水平和临床学科的诊断治疗水平。

（一）生物力学的含义　力学是研究物质运动规律的科学。生物学是研究生命的科学。生物力学（biomechanics）是研究生物与力学有关的问题，试图从力学的角度了解和解释生命科学。换言之，生物力学就是应用力学的原理和方法去研究医学、生理学和其他生物系统的问题。生物力学的内容十分丰富，从鞭毛虫和纤毛的运动到鸟飞鱼游；从人的整个机体到各个器官组织，包括血液、体液和气体与水分的运动，以及植物体内水分的输运等。

本书主要讨论与口腔解剖生理学、口腔医学有关的力学问题。这部分也正是近年来生物力学研究的重点，人们之所以重视这方面的研究，主要认为：没有生物力学就不可能很好地了解口腔生理学及口腔医学。例如对于人体器官来说，生物力学有助于了解器官的功能，由功能的变化来推知生理或病理变化的含义，从面设法进行防治。生物力学的发展能使医学和生理学上许多知其然而不知其所以然的现象得到合理的解释。故有人认为生物力学是研究医学的重要工具之一。

生物力学在20世纪90年代发展十分迅速，这主要由于生物力学促进了人们对自然界动物和植物的了解；对医学卫生、生理、病理研究有所贡献。生物力学是用工程学的方法、手段去研究生物的各种机理，以公式或定量计算去分析、论证有关生理现象规律的学科。有人从力学方面研究生理问题，也有人从生理方面研究力学问题。生物力学现已形成一门跨学科领域的多学科性力学分支，正方兴未艾。

（二）生物力学与生物医学工程的关系　生物力学是生物医学工程（biomedical engineering）的一个基本的，而且是当前很活跃的组成部分。生物医学工程是利用自然科学和工程技术来研究人体结构与功能关系的边缘学科。它将人体划分为整体、器官和组织、微观等各个层次，而各层次的生命过程、病理过程可看作是一个系统状态的变化过程，并将工程学的理论和方法与生物学、医学的理论和方法有机地结合起来，研究这些系统状态变化的规律，在此基础上，应用各种工程技术手段，建立适宜的方法和装置，以最有效的途径，人为地控制这种变化，以达预定目标。生物医学工程学的根本任务在于保障人类健康，为疾病的预防、诊断、治疗和康复服务。生物医学工程在20世纪60年代初期已成为独立学科，70年代初期引入我国，美国、日本、法国的这门学科发展非常迅速，近十年来生物医学工程在我国也得到了很好的发展，并受到各方面的重视。

生物医学工程包括以下内容：

1. 生物力学　生物力学主要包括生物固体力学（结构力学、牙及骨组织力学等）、生物流体力学、生物流变学、动力学等。

2. 生物医学材料　生物材料包括高分子材料、无机非金属材料、金属材料、复合材料及生物活性材料。其用途是用于制作各种人工脏器。生物医学材料的研究，除材料之外，还包括这些材料的性能测试、消毒和加工工艺等。

3. 人工脏器　人工脏器是指采用人工方法和生物医学材料，模拟人体各种脏器的功能，研制成的各种脏器。其目的是代替人体脏器的部分机能或全部机能，以治疗疾病和挽救人的生命。人类最早应用的人工脏器是人工牙，即假牙，又称义齿。现在的人工脏器还有人工心脏、人工心脏瓣膜、人工心肺机、人工肾、人工血管、人工肝、人工胰、人工关节、人工喉、人工晶体，以及假肢等。

4. 生物医学信息　生物医学信息研究的对象是对生物、人体各种信息的检测、传递、记录、处理及贮存。它在医学研究和临床应用中均占有十分重要的地位。其内容包括甚广，主要有以下几方面：

1）生物医学电子技术　它包括生物、人体检测的各种生理信息和作用于生物、人体的电刺激。例如各种电极直接检测细胞电位、心电、脑电、肌电、视网膜电等，借以研究其功能。除上述直接检测生物电的参数外，还可采用适当的换能器将生物、人体的各种物理参数转换成电讯号。如检测血压、心音、脉搏、脉象、呼吸、体温、血流量等，经过放大、传递、处理、记录，成为医学和临床上有价值的信息。正如临床上常用的心电图、心音图、脑电图、脉象图、血流量和流速，以及心脏起搏器等重要医疗诊断手段。

2）医用成像技术　成像技术是近几年来随着科学技术的快速发展而发展起来的，如当前已用于临床的X线断层扫描（CT）、B型超声切面显像和磁共振成像等。

3）临床生化分析技术　生化分析技术是指采用化学和物理学方法，对人体的血液、尿、体液等进行成分分析的技术。最常用的方法有光学方法和电化学方法。例如临床上测血糖、胆固醇用的光学方法。同时，以上方法也可用来测定人体口腔唾液的钙、磷、镁含量及其参数。

总之，医学信息的检测方法甚多，有光学、电学、磁学、力学、热学、超声射线及临床综合检查等。

5. 人体内物质和能量的传递　生物物质（质量）传递，是研究各种质量在人体内传递的机理和过程。它包括气体、液体在体内的扩散、渗透的规律等。例如人的呼吸过程，血液循环到肺部，将二氧化碳排到体外，又吸进新鲜氧气，把氧气带到全身。这就是质量传递的过程。

生物能量传递，是研究能量在生物、人体内传递的机理和过程。能量包括：声、光、电、磁、热、放射线等。例如研究微波诊断和治疗肿瘤，就是利用微波能量在人体内传递，对生物组织产生致热效应，从而达到治疗肿瘤的目的。口腔科开展微波治疗口腔肿瘤和唇癌，已取得良好效果。能量传递的研究也包括各种能量的安全防护。

6. 生物控制　生物控制是指自动控制的概念和方法在生物医学中的应用。生物控制有最佳控制和应急控制。从生物体来说可通过反馈系统和感觉神经系统进行控制。例如健康人分泌胰岛素的量，是根据血糖浓度自动调节的。当胰腺的内分泌部功能障碍而患糖尿病时，胰岛素分泌不足，则血中葡萄糖大量增加，血糖升高，对此可定量注射胰岛素进行治疗，但无法正确控制血糖浓度的正常值。因此，人们就研究用自动控制原理和生物反馈方法，采用酶

电极连续测定血糖浓度，由微机自动控制胰岛素注入量，使血糖控制在生理范围内。

7. 新技术的应用　主要是指将自然科学、工程技术上出现的新技术，应用于各种生物医学，或者将新技术研制成各种生物医学仪器。其内容包括很广，例如电子计算机、激光、光导纤维、高能粒子、低温或遥测等新技术的应用，特别是电子计算机技术的应用，使放射诊断技术发生了革命性的飞跃。CT 的研制成功即是例子。尚有利用光导纤维的导光、导像特性，研制成的各种内窥镜，能直接观察病灶，并可取出病变组织，进行病理学镜检，从而确定疾病的诊断。如现用于临床观察消化道病变的食管镜、胃镜、十二指肠镜、结肠镜；用于口腔医学领域的颞颌关节内窥镜等。此外尚有口腔医学研究及临床应用的龈沟液流量仪、MBF-Ⅰ型殆力仪，虽未采用光导纤维，但采用了电子技术和电子计算机技术。通过上述仪器的应用，明显提高了全身疾病和口腔疾病的诊断正确率，并减轻了患者的痛苦。其他诸如激光治疗口腔癌症、激光预防牙齿的龋坏、激光手术刀等，对医学科学的发展都起了很大的促进作用。

总之，生物医学工程是一个新技术的领域，它几乎吸收和利用了所有的高新技术。生物医学工程的研究是人们利用现代科技成果，探索防病治病的新途径，以达到保健与延长人的生命的目的。生物力学是生物医学工程的重要组成部分，二者具有非常密切的关系。

二、生物力学研究的内容

生物力学是研究人和动物身体各部分的运动形态；血液、体液和气体流动等的力学，以及与之相联系的控制器官的力学功能；内力和外力对于运动或静止状态的人体和动物的影响；生物材料的力学性能等。作为生物力学学科，其基础内容为大量的基本研究。具体地说就是应用力学的概念、理论、方法了解和确定生物组织和器官的力学性质和作用规律。结合力学和医学、生理学方法，研究生物体的力学特性与功能特性之间的联系，研究生物体的力学表现的生理、病理效应，建立用于诊断、治疗、修复、矫治、护理等方面的生物力学原理、方法、装置、评价和优化等方面的系统知识，这是生物力学的核心部分。而生物力学的主要目的在于建立生物功能的力学基础。

生物力学的研究，是从生物体材料力学性能的研究，发展到对人工材料的研究；从对生物体结构在受力和动作时的作用方式和规律的研究，发展到在有关的工程技术中的模拟和应用问题的研究。我们现在研究的生物系统是经历了千万年的演化，优选发展起来的。例如，对人骨骼的许多研究表明，骨是多相性的，非均匀性的、各向异性的、多孔性的一种材料。骨的应力—应变关系是非线性的、粘弹性的，其本构关系是十分复杂的。即它的载荷与变形之间有着非线性的关系，且与时间有关。

（一）生物固体力学　生物固体力学主要是研究人体的牙齿、骨骼、关节、脊柱和软骨的力学性能。人工关节和人工牙的设计，各种颌骨和牙齿缺损、缺失修复体和牙颌畸形矫治器的设计，以及人工牙、支持牙的生物功能的力学效应，就是应用生物固体力学原理、根据人体各部位在不同状态时的受力情况进行研究分析的。

此外，还可利用固体力学原理研究正常人体各组织器官的力学性能，例如牙齿、颌骨、关节的形态及其与功能的关系；人们日常咀嚼食物时咬殆力的传递方式、殆力的分布等。

（二）生物流体力学　生物流体力学，主要是研究人体的呼吸系统和循环系统等的力学性能。例如医学上研究人体胆结石形成机理，就是应用流体力学原理，因为，胆汁进入胆囊时是一种阵发性射流，在胆囊内产生旋涡运动，它的中心形成负压，所以，胆汁中的成石物质向心运动，聚积成结石核心。根据这一原理，结石的形成已在体外人工模拟成功。

此外，血液、淋巴在人体内的流动、循环均属流体力学研究内容，与之有关的生物流变学等也属其研究范围。

（三）生物材料力学　生物材料包括高分子材料、无机非金属材料、金属材料、复合材料及生物活性材料等。这些材料主要用于制作各种人工脏器。例如用于制作人工牙、人工关节的金属材料有不锈钢、钛及钛合金、钴铬钼合金；非金属材料有氧化铝陶瓷、磷灰石陶瓷、四氟云母陶瓷、碳、尼龙和复合树脂，以及高密度聚乙烯等。此外尚有高分子材料——聚甲基丙烯酸甲酯亦是制作人工牙最常用的材料，且用量较大。用于人工肾透析器的合成高分子材料有赛璐玢、聚甲基丙烯酸甲酯、聚砜、铜仿、粘胶纤维等。用于人工心脏瓣膜的生物组织材料有牛心包和猪心瓣等。生物医学材料的研究内容甚多，随着科学技术的发展，新的生物材料将层出不穷，造福人类。

（四）生物动力学　讨论力和运动关系的力学称动力学（dynamics）。而研究生物体力和运动关系的力学称生物动力学。生物动力学研究人体由于力的作用而产生的位移、位移的速度和加速度。例如，人的牙齿由于它的排列和解剖生理结构的特点，当咀嚼受力时，在正常生理状态下，可产生近、远中向及殆、龈向的位移。但这种位移量很小，用肉眼看不出，但可采用一定的测试手段进行测试，可测出其位移量的数据。例如，超声波、激光全息干涉技术等均可测出牙的位移量，国内外学者已进行了这方面的研究，并获得了满意结果。

循环动力学又称血液动力学。循环系统由泵（心脏）、动脉、静脉（传输网络）和微循环（毛细血管、淋巴管）组成。其功能行为涉及血液流动、血管和血细胞变形。研究循环动力学的生物力学，必须从分子、膜、细胞水平到单微管、分枝点、微血管网络、大动脉水平系统地了解循环系统的各部分，从而建立正常循环功能的生物力学，在此基础上可进一步阐明各种循环系统疾病的病理学、生理学的机理，为疾病的诊断、治疗、预防提供理论依据。

第二节　生物力学研究的方法

生物力学研究方法，分为一般生物力学研究方法和口腔生物力学研究方法。

一、一般生物力学研究方法

生物力学研究的主要手段是测试和实验，当前着重发展的是电子计算机和检测仪器。电子计算机用于数据处理和分析；信息储存和检索；数字方程求解；实验控制和监测；图解显示与图像识别；系统模拟与优化等。生物力学的力学基础是牛顿力学和介质连续力学。生物力学的研究方法是研究连续体内的一个单元体。这个单元体周围都有物质存在，这些物质构成这个单元体产生力作用的环境。研究单元体模型可以说明整体的作用。因此，在生物力学研究中，数学模型的建立与分析是一个重要环节，并通过模型建立生物功能的力学基础。

生物力学研究的方法如下：

（一）了解研究对象的几何特点　在研究生物力学时，必须首先了解生物的形态，器官的解剖，组织的结构和微结构。

（二）测定组织或材料的力学性质，确定本构关系　本构关系是指物性的表现形式，描写物质的性质。本构关系用数字表示出来，就是本构方程，也就是描述生物物理性质应力—应变关系的方程。在生物力学中有三种本构方程：

1. 描述正常生理状态下应力—应变关系的本构方程。

2. 描述组织中水及其他物质输运规律的本构方程。

3. 描述应力--应变状态长时间变化下，与之相应的组织生长或吸收规律的本构方程。

在生物力学研究中，本构关系的确定往往比较困难。因为人们不能将人体组织分离出来进行试验；或者由于要求组织试件大小不一；或者难于使组织维持在活体状态。此外，生物组织产生的变形很大（应变一位移关系是非线性的）。且应力一应变关系也通常是非线性的。

（三）根据几个基本的物理学原理，即能量不灭、动量不灭和质量不灭定律和器官与组织的本构方程，导出其主要的微分方程和积分方程。

（四）在生物力学研究中，为了模拟接近人体生理状态的真实情况，必须搞清楚器官组织的功能或工作情况，以期获得理想的边界条件。有了边界条件，再用解析方法或数值方法求解边界值。必要时，可作生理实验，以验证边界值是否可靠。

（五）在研究过程中，理论与实验应相互参照，以获得一致性，使问题在定性和定量方面均得到满意的说明。这样，当器官、组织的性质或某些边界条件发生变化时，人们可预计其机能的变化，从而有助于疾病的诊断、治疗和预防。

二、口腔生物力学研究的方法

口腔医学是应用生物学、医学、工程学及其他自然科学的理论和技术，研究和防治口腔及颌面部疾病的一门医药卫生科学。力学是研究物质运动规律的学科。口腔生物力学则是应用力学的原理方法和工程技术研究口腔颌面部生理、病理及矫治修复变化运动规律的学科。

口腔生物力学研究的方法与一般生物力学相似，但因口颌系统的解剖结构、器官功能与人体其他组织尚不完全相同，具有一定的特殊性，因此其研究方法也有些差异。例如，牙齿表面上的釉质是全身骨骼中最硬的组织，其结构也特殊；牙冠下面的牙根由牙周膜固连于颌骨的牙槽骨内，在人的一生中，行使着重要功能。牙齿在口腔内根据功能的需要，排列成上下规则的弧形，支撑着面部的高度和外形，牙齿一旦丧失，特别是多数后牙缺失，人的面容也将发生改变，显得苍老，从而影响患者的身心健康。此外，上下颌骨通过颞颌关节、由肌群的作用，颌骨可以上、下、左、右、前、后自由运动，使人们自由的咀嚼、语言和表情。牙齿虽小，但对维持全身的健康起着巨大的作用。在口腔临床上常见患者在咀嚼时不慎而导致牙齿的牙冠折裂或折断；或因长期进行咀嚼切割功能，到老年后，牙齿自行松动而脱落；或因外伤使牙冠、牙根折断或脱落，甚至可使颌骨骨折，牙齿产生错位。这些现象是怎样造成的，牙齿上受力的方向是怎样的，可否预防，应如何预防；用于恢复牙冠缺损、牙列缺损和缺失的各种修复体应如何设计，才能发挥最佳的功能，且又不容易损坏。以上情况均与力学有着密切关系，同时也说明口颌系统的特殊性，重要性。

生物力学研究的方法、手段甚多，现将口腔生物力学研究的方法介绍如下。

（一）实验应力分析法　实验应力分析法是利用物理模型或实物对构件进行应力分析的一种方法，主要由基础理论和工程技术相结合，可以对构件进行应力、应变和位移的分析，并且是复合材料力学等基础理论研究的必要手段。实验应力分析法包括电测法、光测法、脆性涂层法和电场比拟法等。其中光测法包括光测力学应力法（光弹法）和光测力学位移法（如全息干涉法、散斑法、云纹法等）两大类。

1. 电测法　又称电阻应变测试法（electronic resistance strain gauge techniques），是实验应力分析方法中最基本的方法之一。电阻应变测量的基本原理是以电阻应变片作为传感元件，将测点的应变转换成电压信号，然后以应变的标度给出，即通过贴于被测物体的电阻应

变片，将物体表面指定点的应变情况，由电阻应变仪用数字显示出来。

电测法的特点：

1）灵敏度与精度高，可分辨到一个微应变。

2）用于现场测定时，所获得的数据反映被测物体应力分布的实际情况。

3）可用于各种复杂环境下测定多种力学参数，可测量力、位移、加速度、压强、扭矩，以及大变形和裂纹扩展速率等。

4）测量结果为电信号，可将其输入电子计算机，进行数据处理，并可实现测试自动化。

但是，电测法只能逐点测量物件表面的应变，且仅能获得应变片所在位置的应变平均值，不能直观得出构件应力分布的全貌，在环境条件恶劣时，误差较大。

电测法是应力分析的基础。口颌系统各组织的基本力学性质，如弹性模量、剪切模量、泊松比、极限强度等数据的测量，均可采用电测法完成。临床上测量牙齿咬殆力的殆力仪也可用电测法原理制作。电测法还可直接用于各种修复体的应分分析。

2. 光测力学应力法　即光弹实验应力分析（photoelastic experimental stress analysis），是由光学和弹性理论相结合，用以对结构或零件进行应力分析的实验方法。其基本原理是，当偏振光通过加载的具有特殊光学性质的透明塑料时，这些材料由原来的光学各向同性体转变为各向异性体，发生双折射现象，使实验模型内出现条纹。实际运用中，将光弹性材料制成的模型，放入光弹性仪中，使其受力，在单色光光源照射下，出现黑白相间的条纹；在白光光源照射下，出现彩色条纹。这些条纹称为等差线或等色线（isochromatic fringe）。等色线与应力强度有关，等色线越多、越密集，应力越大。此外，还有一种黑色条纹，称为等倾线（isoclinicso），这种线与主应力的方向有关。常用的光弹模型材料为环氧树脂。

光弹性应力分析法具有直观性和全场性的优点，可用以分析各种形状的复杂构件和构物的表面应力及其内部应力，适宜于研究几何形状和加载条件复杂的物体，故光弹法是口腔生物力学常采用的研究方法，现已广泛应用于口腔医学各领域，如牙冠窝洞形状的设计，以及可摘局部义齿、可摘全口义齿、固定义齿和颅面颌骨的力学研究。光弹法又分为以下几种：

1）二维（平面）和三维光弹法　构件的应力状态沿厚度方向不变时，称为平面应力状态或平面应变状态。在进行模型实验时，将构件作成平面模型，这种构件的光弹性实验，称为二维光弹法。当实际物体的形状和载荷都比较复杂时，其中任意一点单元体的主应力大小和方向，随点的位置不同而变化，这类三向光弹实验的研究，称为三维光弹法。在三维光弹性应力分析中，比较成熟的是冻结应力切片法。

2）光弹性贴片法　又称光敏涂层法，是将厚度为1～3mm的薄片材料粘贴或涂敷在待测的构件的反光表面上，加载后，借助反射或光弹性仪测量贴片的等差线和等倾线参数，通过解析计算出构件表面任意一点的应力大小和方向。光弹贴片法不仅能在模型上进行，还可在实际结构上应用，如可在机械、采矿和土木工程中应用。

3）光弹性散光法　此法是利用散射光在受载模型内产生的光弹效应，研究者借助散光光弹仪可以从不同方位观察到受力光弹模型内的散射条纹，从而得知模型内的应力分布。光弹性散光法不需要冻结切片就能解决三维应力分析。因此比一般的三维光弹法优点更突出。

4）全息光弹性法　将激光器发射出的一种高单色性、高方向性、高亮度、高相干性的优质光源照射光弹材料，获得模型的全部应力分布情况。这种方法是全息照相术与光弹性法相结合而产生的。应用全息光弹性法，不仅计算简便，而且精度较高。

3. 光测力学位移法　是一种以测位移为主的方法。可从受载物体的干涉条纹中求出物体表面上各点的位移，首先得到的是位移分量。

1）全息干涉法　全息干涉法的基本原理是利用光的干涉，将物体光波的位相和振幅信息记录在全息底片上，再利用光的衍射，再现物体光波，便能获得与物体表面位移有关的定量资料。

全息干涉法中应用较广的是两次曝光法，把相应的两个波面记录在同一张全息底片上。当再现时，能在重构物体表面观察到由这两个光波形成的干涉条纹，这些条纹代表了物体状态变化的情况。全息干涉法具有能全场测量、灵敏度和精度高、多重干涉、适用范围广等优点，因而已广泛应用于口腔医学的各领域。

2）云纹法　云纹法的基本元件是栅板。栅板由透光和不透光的等距平行线所组成，明和暗线相间，暗线称为栅线。测试的试件粘贴在胶片栅上，然后撕掉胶片，只保留栅线在试件表面（即试件栅）。试件栅可随物体而变形，而基准栅则不随物体变形。当光源照射时，可观察到试件栅与基准栅的重叠栅线。入射光波上述栅线阻光最多时，此处形成暗条纹；阻光最少时，形成明条纹，这种明暗条纹称为云纹。云纹法可测量物体的位移场和应变场，是一种应用范围较广的实验应力分析法，从弹性到塑性变形，从二维到三维的应用，也适用于静载和动载、常温和高温的测试。

3）激光散斑干涉法　当物体的漫反射表面被激光照射时，漫反射的光波如同是由许多点的光源发射出来的、相干性很好的光，由于物体表面不光滑，漫反射光的位相差逐点不同。因而，在物体表面的前方干涉成随机分布的亮点和暗点，称为散斑。此种方法具有非接触、无损坏的优点。它可用来测量物体面内位移和离面位移、振动和动态问题的分析，以及无损检验等。此法与激光全息干涉法配合使用，可测物体的三维位移。

（二）理论应力分析法　理论应力分析法是指用材料力学和弹性理论求得应力分布的理论解答。理论分析涉及基本物理学法则的运用和一些基本公式，如应力—应变的关系等。理论分析常需进行大量复杂数据的处理，可借助电子计算机寻求数值计算结果，即目前应用的有限单元分析法（finite element stress analysis）。

有限单元法又称有限元法，是一种求解连续介质力学问题的数值方法。将连续的弹性体分割成一系列有限个力学单元，组成一个单元的集合体，以代替原来的连续体，并逐一研究每个单元的性质，而获得整个弹性体的性质。

有限元法有以下主要优点：

1. 可用于各种问题的力学研究，所分析的结构可以具有任意的形状、载荷和边界条件。

2. 能计算出模型内任意处的应力值和位移值。

3. 可根据需要对模型进行修改，能保证模型和加载条件的同一性。

4. 使用计算机，可以处理庞大的数据，计算结果准确，并能根据程序自动给出应力图，使结果更为直观。

随着电子计算机的高速发展，有限元法逐步发展，已从简单的二维结构分析扩展到三维立体的分析，结构的优化设计，材料的线性及非线性分析。长期以来，对口腔组织的应力研究多采用实验应力方法。但由于口腔各组织结构的非均质性、各向异性和粘弹性、几何形态的不规则性、受力的复杂性，以及实验应力法的局限性，而与电子计算机技术密切结合的有限元法，则成为口腔医学研究中的一种实用的、先进有效的应力分析方法。

第三节　生物力学的发展概况

生物力学是力学与生理学、医学等学科之间相互渗透的边缘学科，它用经典力学、固体力学、流体力学的知识来解释生物的某些现象。用力学的方法定量地分析研究生命系统的功能与形态结构的关系。

一、生物力学的发展概况

生物力学很早就受到科学家的注意。早在1615年Harvey发现了血液循环，是个“理论”的结论。Malpighi（1661）发现微血管，是他解剖青蛙肺的时候，看到了微血管的存在及其中的血流。

著名的物理学家伽利略，找到了钟的摆长与周期的定量关系，他用摆来测定人的心率，摆长即可表达心率。

意大利的数学家和天文学家Borelli（1608～1679），在其著作《论动物的运动》（1680）中，阐明了肌肉的运动和动物的自身运动问题，并研究了鱼游和鸟飞，心脏和肠的运动。

Young是一位英国医生，当他看到三棱镜分日光为彩色光谱时，创造了光的波动理论，还建立了声带发音的弹性力学理论。杨氏模量（即弹性模量）就是由此而提出的。流体力学家Poiseuille，当他还是一位医科学校学生时，就发明了用水银计来测量狗主动脉的血压，并发现了粘性流体在直圆管中的压力差与流量的关系，后世称之为Poiseulli定律。

Von Helmholtz是Königsberg大学的生理和病理学教授、Bönn大学的解剖和生理学教授、柏林大学（1871）的物理学教授。他发现了眼的聚焦机理，发明了晶体状镜，并用来研究眼球内晶体的变化，以及用眼底镜来观察视网膜；他研究了听觉的机理，发明了Helmholtz共振仪。他的涡量守恒定理是流体力学的基础。他在光学、声学、热力学、电动力学、生理学和医学上都作出了重大贡献。

Frank提出了心脏流体力学理论。Hales测量了马的动脉血压，并寻求血压与失血的关系，建立心室处于舒张压时的模型，通过模型体积测量估计心输出量和心肌力。

Krogh由于对微循环的贡献而获得诺贝尔奖。Hill因肌肉力学的研究获诺贝尔奖。以上研究成果和贡献为生物力学奠定了良好的基础。

生物力学具有理论和实践的意义，现代技术给生物力学提供了必要的手段，特别是60年代后，电子计算机开始用于医学，为生物力学开辟了新的前景，近几年来发展很快。人类不久将进入生命科学的时代，有可能人为地控制生命。

自从1960年美国召开第一届仿生学讨论会以来，生物力学引起了人们的广泛注意和研究。美国、日本、前苏联、澳大利亚、加拿大等国，均建立了专门研究机构，经常召开国际会议，十分活跃。

我国的生物力学研究才刚开始，但发展速度很快。1978年全国力学规划会议将生物力学作为力学的一个分支列入规划中。1979年11月在重庆召开全国高等学校生物力学座谈会；1980年11月在北京召开我国第一届生物医学工程会议，生物力学引起了与会者的重视；1981年在上海举行全国第一届生物力学会议，研究工作的广度和深度均有显著提高。1983年在武汉召开了国际生物力学会议，通过交流对我国生物力学的发展起到很大的促进作用。

二、口腔生物力学的发展概况

口腔生物力学的内容非常丰富和广泛，为了更有系统的、较详细的说明其发展情况，主要从以下几方面介绍。

（一）牙颌关节组织结构力学性质研究情况　早在1880年，Messerer 采用液压装置研究人体下颌骨整骨极限强度，说明其强度与年龄、性别有关。Black（1895）测量牙本质强度为257 MPa，弹性模量为6GPa。盐田重利（1959）曾用弯曲试验测试下颌骨皮质骨弹性模量，新鲜骨为11.34GPa。Tyldesley 用四点弯曲法获得牙本质的比例极限为66.19MPa，强度为266MPa，弹性模量为12.3GPa。1952年 Peyton 通过实验研究牙本质小管方向与弹性性质的关系，证明牙本质是各向异性材料，此观点为 Rasmussen（1976，1984）牙本质的断裂力学研究所支持。

1960年 Craig，Peyton 等测定人牙釉质压缩弹性模量是84.199GPa。1967年 Rech，Brendan 测人牙釉质泊松比为0.3。1973年 Thresher 等采用二维有限元法研究上颌中切牙受侧向力时的应力分布，结果绘出了不同截面的应力传递图。Renson（1975）用剪切法测定牙本质剪切模量为6.19GPa，并测试计算前、后牙冠根牙本质的泊松比为0.025～0.26。

1976年 Yettram 分析外力作用对下颌第二双尖牙牙体内的应力状况，认为牙釉质的应力大于牙本质，位于釉牙本质界和釉牙骨质界处的牙釉质有较高的应力。牙体沟裂处有高的拉应力。1978年 Craig 等用应力应变图法测试下颌骨弹性模量为13.8GPa。

1980年 Takahashi 等分析不同载荷作用下牙周膜的受力反应，发现牙齿颈部牙周膜应力最大，根尖次之，根尖1/3处最小。Standlee，Caputo 等（1981）用三维光弹实验应力分析法研究在各种𬌗力作用时，下颌髁状突的应力分布情况。Carter（1983）报道根管治疗后的牙，牙本质剪切强度和韧性低于活髓牙，说明根管治疗影响牙齿的强度。Reinhrdt（1984）将牙嵴顶距釉牙骨质界2，4，6，8mm，考察牙槽骨高度变化对牙周支持组织的应力影响，发现当牙槽骨减少60%时，牙周膜应力增大2.85倍。周书敏（1984）发现牙槽骨高度减少1/3时，牙周支持组织应力明显增大。吴瑞琪、赵云凤及叶德临等（1986）用激光散斑法和电测法测定中国人牙本质弹性模量为19.613GPa。刘寒冰（1987）对下颌骨结构作有限元分析，表明主应力线与下颌骨骨小梁排列方向一致。Tanne，Farah（1988）对颅颌系统及牙列完整的下颌骨作有限元分析，提出加载条件是影响应力分布的重要因素。1989年陈新民、赵云凤用弯曲试验测试下颌新鲜骨，其弹性模量为12.29GPa。1990年叶德临、赵云凤及杜传诗（1990）测中国人牙釉质拉伸弹性模量为2.3717×10^{4}MPa，泊松比为0.246。

（二）冠、桥应力的研究情况　1949年 Noonan 首先对牙的应力采用光弹性方法进行研究，提出了在模型上测定应力应变的有效方法。1955年 Mahler 考虑到修复体的设计受牙齿形态结构的限制，为防止牙体内部应力使修复体（嵌体、部分冠）失败而进行牙冠应力分布的研究，为修复体的设计提供依据。1967年 Craig 用光弹性方法研究全冠修复体表面应力分布，提出当制备体将牙尖制成圆形时，可避免制备的牙齿产生大的压应力，说明尖锐的部位是应力集中的区域。1965年 Craig 用脆漆法研究固定桥的表面应变情况，提示应力大小及应力方向与外力的作用部位、力的大小，以及桥体本身的长度和跨度有关。

EL—Ebrashi 1970年用二维光弹法比较三种不同设计的固定桥，当双端固定桥承受多点载荷时，拉应力和压应力区域交替出现，固定桥的连接体处显示出高的拉应力及剪应力，单端桥则更加明显。1974年 Farah 用二维有限元法对全冠不同制备的颈缘形态进行应力研究，提出凹面形（chamfer form）的颈缘应力分布较均匀。1975年 Fisher 对嵌体和高嵌体制备的

牙体，进行光弹应力分析，实验结构指出高嵌体因覆盖着整个制备体的咬合面，其应力最小，从而对基牙（制备体）有保护作用。Hood（1975）用二维光弹性方法研究改良卫生固定桥桥体表面应力，发现增厚的连接体处的剪应力明显降低。Takahashi（1978）采用有限元方法对下颌固定桥应力分布进行研究，发现垂直载荷时，固定桥受载后有下沉趋势，双尖牙基牙的应力值比磨牙基牙高。

1984 年花村典之用光弹性实验方法研究桩冠的应力，实验结果表明在桩冠的颈部和根尖区应力较集中，此处易于折断。1986 年尹亚梅等用二维有限元法对下颌第一磨牙缺失的固定桥受载的应力进行分析，提出修复后双尖牙基牙的应力有所增加，磨牙基牙的应力分布均匀，而固定桥桥体连接体处的应力集中。1989 年赵云凤等用有限元法对下颌第一磨牙缺失的固定桥进行七种加载方式的定量应力分析，包括垂直和斜向加载，结果表明垂直向或斜向加载，双尖牙基牙的牙周组织的应力均较磨牙基牙的牙周组织的应力大。

1991 年唐亮、赵云凤用三维有限元法分析固定桥基牙牙周膜及桥体粘膜和牙槽骨的应力，结果表明固定桥受水平向加载时，牙周膜的应力值为垂直向加载的 4 倍，应力集中在颈部。磨牙牙周应力为双尖牙的 1/3～1/2，应力分布均匀，故磨牙是理想的固定桥基牙。同时发现，加载方向不仅可改变应力值的大小，而且还可以改变应力的分布规律。当固定桥桥体受载时，垂直载荷，桥体下粘膜产生压应力；水平向载荷，则产生拉应力和压应力。1992 年朱智敏用三维有限元法对下颌第二磨牙缺失的单端固定桥作应力分析，提出这种单端固定桥修复是可行的，但必须增加桥基牙。

（三）可摘局部义齿和全口义齿应力的研究情况　1977 年 Thompson 对远中游离端义齿设计了 4 种直接固位体、近中𬌗支托和远中𬌗支托，以及各种卡环，用光弹实验作应力分析。实验结果指出近中𬌗支托、颊侧 I 杆卡、弯制卡环、舌侧铸造臂固位体，可以更好的分散𬌗力，并保护基牙，是较理想的修复设计。远中𬌗支托虽可直接传递𬌗力到基牙上，但可使基牙牙冠向远中移位，牙根向近中移位。1985 年汪文骏等采用电测法分析游离端义齿，实验结果与上述结果相近似。

1988 年周敬行等采用三维有限元法对上颌全口义齿基托折裂原因进行分析，发现拉应力集中在前牙区，压应力集中在腭顶部。1989 年张少锋对上颌全口义齿及其支持组织进行三维有限元分析，发现义齿𬌗力以压应力形式传递至颌骨，最大压应力集中在牙槽嵴上。1990 年黄琼等用三维光弹性方法分析全口义齿（上、下颌）受力情况，1992 年杨永丰采用二维有限元法分析下颌全口义齿及其支持组织的应力分布。

1992 年王雅北等用有限元法对𬌗支托凹底面斜度进行研究，发现下颌第二双尖牙的𬌗支托凹底斜度在 10 度左右，下颌第二磨牙𬌗支托凹底斜度在 20 度左右为最佳斜度。

（四）牙颌畸形矫治的力学研究情况　1980 年 Takahashi 等采用二维有限元法分析了不同载荷下上颌中切牙、下颌第二双尖牙和下颌第一磨牙的反应；研究了牙的挠曲变形、旋转中心、牙周膜的应力分布、牙的旋转力距，以及牙周膜的支持力等。结果显示，轴向（垂直向）加载对牙齿最有利，水平加载在牙周膜中产生的应力最大，并提出加载角度对多根牙的影响比单根牙小，牙阻力中心在根中 1/3 和根尖 1/3 交界处，且阻力中心在单根牙为一个点，而在多根牙为一个面。

1983 年 Tanne 等首先用三维有限元法分析了在不同正畸力的作用下，牙周组织的初期反应阶段的应力分布。1984 年 Williams 用二维有限元法计算上颌中切牙瞬时转动中心的位置，

发现当牙周膜泊松比在0～0.45的范围内变化时，转动中心的位置对其变化不敏感。并提出转动中心的位置与载荷的大小无关，而与载荷作用的部位有关，当载荷向牙颈部移动时，转动中心也向根尖方向移动而越近根尖。该作者又用二维有限元法分析活动矫治器移动尖牙的力学问题，用临床病例的实测值与有限元法的理论计算值作了比较，这两种方法均发现颈部载荷的角度对旋转中心的影响比较大，但颈部载荷的大小对旋转中心影响较小。

日本学者宫坂等（1986）建立了颅面复合体的三维有限元计算模型，这个模型是世界上建立的最早的有限元模型。

Dermant（1986）采用激光全息干涉计量技术研究，发现在骨缝处应力条纹出现中断现象。张桂花等（1987）用激光全息干涉计量法研究腭中缝扩大牙弓的力学问题，发现骨缝两侧位移骤减，且位移的方向发生改变。

Tanne（1988）用日本学者建立的颅面复合体模型（有限元）研究分析后牵引矫治力在颅面复合体的力学效应。实验结果提示，当加载1kg时，鼻上颌复合体向后向下移动，呈顺时针方向旋转，应力主要集中在鼻上颌复合体。1989年该学者又用上述有限元模型分析上颌前牵引矫治力在颅面复合体上的力学效应，获得了有益的结果。

王佛汉（1991）用双曲唇弓矫治上颌切牙唇向错位，发现切牙舌向移动1mm，可产生0.98～1.47N的矫治力；其舌向矫治力比切向力大2～3倍；矫治力的方向不等于牙移动的方向。

第四节　生物力学对人类保健事业的贡献

著名力学家谈镐生提出“基础研究是认识自然的，应用研究是改造自然的。”“科学是认识自然的，工程是改造自然的。”生物力学既是基础又是应用，既是科学又是工程。因而生物力学的研究是去认识自然，从而改造自然，是提高和深入对生物体生命系统的基本认识，具体的说就是对生物体生理和病理现象和规律的认识，从而设法进行确切地、有效地诊断、治疗和预防，并可进一步改造已认识和了解的自然现象和规律，达到维持自然生理状态，治疗疾病，预防疾病，延年益寿的目的。

生物医学涉及的问题非常复杂。人们已经进行了长期的研究和探索。生物医学工程和生物力学的创建和发展，加快了生物学和医学的发展，但还需要进一步的深入研究。经过多年的努力研究和探索，生物力学在医学和口腔医学方面已作出了巨大贡献。

一、生物力学对医学的贡献

生物力学对医学保健的贡献，主要是指生物力学在全身疾病方面进行的研究和取得的成果，以及对延长寿命采取的措施方面的成就。

（一）生理学　生理学是研究人类正常生理状态的科学，由于生物力学的研究，促进了生理学的进一步发展，了解了许多生理现象，有助于疾病的诊断和治疗。

1. 心磁图、脑磁图　1875年凯顿在英国医学杂志上发表从动物脑记录的电活动。一百多年后生物电的研究得到极大的发展，并已用作临床医学的诊断手段。如脑电图、心电图。随着科学技术的进步，1963年鲍列和麦克非第一次从人体上探测到心磁场。到70年代由于超导量子干涉仪的应用，使生物磁信号研究得到迅速的发展。迄今已探测到的生物磁场有心磁场、神经磁场、肝磁场、脑磁场等。磁场随时间变化的曲线称为磁图，如心磁图、脑磁图等。心磁图的特点是测试时，不必使用电极，也不必与皮肤接触，就可以测得生物组织的内源性电

流，并可呈现出心电图所不能鉴别的异常变化。脑磁图除具有上述特点外，脑磁图比脑电图要清楚得多，就像打开头盖骨直接测量脑电流活动一样。脑磁图特别能显示出脑深层组织的活动状态。

2. 循环系统　循环系统包括心脏、血管、淋巴管。它的作用是将血液输送到人体的各个器官和组织，乃至每个细胞。在循环过程中，它将供给人体氧气、营养物质，并排除废物。循环动力学的生物力学是研究分子、细胞膜、细胞、单一微血管、微血管网络，大动脉、器官和系统。进一步了解循环系统的力学性能，有助于诊断和治疗疾病。同时可以优化脏器的体内外设计，并可了解动脉粥样硬化中的力学参数的变化规律，确定病症模式。在分子基础上研究红细胞及其膜的力学性质，阐明红细胞的聚集机理。定性定量分析描述淋巴液的流动，血液与组织之间的交换，以及从婴儿到成人的生长过程中循环系统的发育力学及老化过程。

微循环的结构与功能在心血管生理和病理中非常重要，尤其对心血管系统疾病和年龄增长更重要。近年来，由于生物力学和仪器技术的发展，所有需要研究的微血管血液动力学进行测量已成为可能，例如微血管内径、血管内红细胞速度、管内压力、单管内两点间的压差、管内红细胞的聚集及管内血红蛋白的氧饱和度的测量等，由此人们可以计算各种各样的生物力学量。对微循环现象的发现和认识都有助于心血管系统疾病的诊断、治疗和预防，无疑的是生物力学对人类保健是一大贡献。

3. 呼吸力学　生物力学在呼吸系统方面的研究也较多，如气体在气道中的流动、肺中水和溶质的流动、肺中血液的流动、组织的力学性质、人工呼吸、肺音及通气/血流的不平衡等。它进而使人们了解了呼吸的力学机理，使肺部疾病，像呼吸困难、气喘病、肺动脉高压、肺水肿等经治疗得到改善。

4. 血液流变学　血液是血细胞悬浮在血浆中的非牛顿体，含有许多不同的蛋白质，它的流动特性比较复杂。近年来在细胞集中、血浆粘度及在细胞集中和细胞变形中的从属剪切性(shear-dependence）的实验和理论研究已取得了进展。

目前的生物流变学研究已进入单个细胞，包括单个红细胞和白细胞的变形性、红细胞集中的力学。剪切场的作用对溶血、血栓溶解、栓塞的形式和假肢的设计均很重要。

红细胞膜的生物力学性质要有生物化学连续介质的分子基础。通过生物力学、生物化学、生理学各学科综合的研究，将对临床各种疾病有更深人的认识。单个红细胞和红细胞膜的生物力学研究将弄清楚各种溶血性贫血的病理改变。红细胞聚集的力学性质研究，将对红细胞聚集增长的很多情况如风湿性关节炎、心肌梗塞等提供重要信息。

5. 生殖系统力学　生殖系统生物力学的研究，对了解生殖和生育的生理规律已作出贡献，如生殖细胞的传输，精子通过生殖道从排精处到受精处；卵子从卵巢到子宫；受精卵在子宫中的发育等，均有系统了解。

（二）外科　生物力学在外科方面的研究有以下情况：

1. 创伤力学　创伤是外部原因引起的物理性损伤，是人们寿命缩短、永久性伤残的主要原因。创伤生物力学的研究成果，将有助于设计必要的安全系统，以减轻创伤给人们带来的痛苦。

大脑和脊髓的损伤将会造成物理性和生理性的“超负荷”，通过对组织变形剪切应变和拉伸应变与神经中枢触突损伤之间关系的研究，使幸存者的功能损伤降低到最小程度已经成为现实。

建立和健全创伤的实验测试方法和手段，建立与人们撞击反应特性相近似的模型（尸体或麻醉的动物），然后在模型上进行测试，以衡量人体主要器官和组织受损伤的可能性和损伤的程度。

外科创伤后的愈合是生物力学研究的重要课题。骨的生长和愈合与骨的力学环境有密切关系。临床上接骨板（骨折固定夹板）对骨折的坚实固定，使板下骨折端的应力分布发生变化，应力刺激小，形成应力保护，直接影响骨折的愈合。

2. 外科手术　由于新仪器、新设备、新技术的不断涌现，特别是人工器官的产生，促进了新手术的开展。

（三）人工器官　随着科学技术的飞速发展，许多人工器官研制成功，如人工肺、人工肝、人工心脏、人工血管、人工血液、人工心脏瓣膜、人工心脏起搏器、人工肾、人工胰、人工关节、人工喉、人工食管等。人工器官的发展已有长足的进步，并有着广阔的应用前景。

（四）中医工程　用现代科学技术和工程原理对中医基础理论和功能机理进行研究，使中医得到发扬光大，对人类健康作出更多贡献，如电睡眠、电耳、气功机理的研究；细胞的电学特性与经络关系的研究；以及用自然科学中热力学定律对中医理论中的热力学进行的探讨等。

中医诊疗仪器的开发也很活跃，现已研制出 LDS-Ⅰ型色诊仪、MX-5 型多功能中医脉象仪，以及舌象仪、穴位诊疗仪等。

此外，计算机在中医药中的应用也取得一定的成果，如中医专家系统、数据处理、文献贮存、检索、辅助研究、教学等。

（五）运动力学　早在 1985 年我国学者已开始研究运动生物力学，曾研究了青少年体操运动员关节的力学、跳高技术、平台跳伞着陆的运动力学，以及跳水、投掷等的运动力学。通过运动力学的研究，可以明显提高运动员的训练成绩，使运动员在比赛时，发挥出最好的水平。

（六）诊断和治疗仪器　在过去很长的时间里，临床疾病的诊断在很大程度上是依靠主观印象和经验，诊疗仪器极少，也非常简单；在治疗上通常是为了减轻症状，对症下药。自从生物医学工程开始研究之后，Roentgen 发明 X 线，Tomas Edison 将荧光屏用于医学，生产了许多种光学仪器，如检眼镜、内窥镜，以及各种用于检查体内组织和器官的仪器迅速发展起来。影像诊疗仪有 CT、磁共振、胃和食管多参数监测诊断仪、重危病人监护仪、心脏起搏系统分析仪、智能生物反馈仪、微波热疗仪及腹膜透析机等。

二、生物力学对口腔医学的贡献

近十多年来，口腔生物力学的研究进展很快，并取得了一定成就，对口腔保健事业作出了较大的贡献。

（一）牙、颌和颞颌关节　牙齿、颌骨组织结构力学性能的研究，国内外均非常重视。现已对牙釉质、牙本质力学性质进行研究，该研究因牙齿体积小试件制取、测试难度大，给研究造成困难。但现已获得牙釉质、牙本质弹性模量和泊松比数据。

颌骨组织结构的力学性质研究，已从宏观、微观、超微结构进行。研究结果揭示了形态与功能，结构与力学性质之间的密切关系，并发现骨内胶原纤维与羟基磷灰石构成胶原羟基磷灰石纤维，形成了骨的特殊硬度和韧性，使骨具有良好的力学性能，能够支撑人体进行劳动和工作。

人在一生中，每天都要吃饭、说话、表情，因此，牙齿、颌骨、面部肌肉，以及口腔软硬组织，都要进行咀嚼运动和其他运动，这种上、下、左、右的各种运动，主要由肌肉和颞颌关节辅助下颌运动来完成。当咀嚼时，切割、捣碎、撕裂、研磨各种食物，牙齿、颌骨，甚至颞颌关节均要承受一定的压力，这种压力是怎样传递，而又使口腔运动那么有节奏有规律呢？这全靠颞颌关节的功能及其周围的韧带和面部肌肉的协调作用。

三维光弹应力分析证实，下颌骨牙槽骨下面骨小梁排列成一定方向，形成牙力轨道，此轨道经下颌升支达到髁状突，说明颞颌关节是受力关节。𬌗力又从颞颌关节传至颅部、颞部，将力分散。牙齿和神经肌肉要调节关节的功能活动，但韧带的功能是将关节限制在一定位置，稳定并引导关节的活动。由于关节的结构特殊，有缓冲外力的关节盘软骨和有润滑液的关节囊，因此，可以很好的完成正常的生理功能。

（二）优化修复体设计　修复体是人工牙或义齿或赝复体，也可以说是人工器官。对口腔各种修复体及基牙牙周支持组织进行生物力学研究，可了解各种修复体在不同载荷方向，不同加载部位时，修复体及基牙牙周支持组织的应力分布状况：为嵌体、冠、桥及可摘局部义齿、全口义齿、颌面修复体等的设计及基牙的选用，提供理论依据；使设计出的修复体不仅功能好，符合生理状态要求，而且应力损害较小或消失，有利于保护口腔软硬组织和基牙组织，延长修复体使用时间。

（三）牙颌畸形矫治　牙颌畸形的矫治，主要是通过矫治器对错位牙齿、牙弓及颌骨畸形施以矫治力，从而使畸形得到矫正，恢复和重建正常的牙颌形态及功能。

对正畸常用弹性元件力学性能的定量研究表明，可根据错位牙及牙移动的方式来确定需要的最适宜的矫治力的范围，得出牙移动的最适宜的力为 0.98～1.47N。

三维有限元分析鼻上颌复合体内部应力，为骨性畸形早期矫治，特别是生长发育期的矫治，提供临床矫治的理论根据。近年来广泛开展了功能性矫治，根据生物力学原理，对面部肌力进行测试研究，了解口轮匝肌、颊肌等各肌的力量，进一步进行矫治牙颌畸形，获得良好效果，且经济实用，简单易行。上述研究为牙颌畸形的矫治开辟了新的前景。

（四）生物材料　近年来研制出许多新的生物材料，以满足人们对美的追求。现已研制出致密羟基磷灰石、活性玻璃陶瓷、金属陶瓷复合人工骨材料、GP 牙本质粘接剂、EM 牙釉质粘接剂、聚羧酸锌粘固剂、玻璃离子粘固剂、光固化复合树脂、烤瓷材料、铸造陶瓷材料、室温加成型硅橡胶印膜材料、藻酸盐粉剂印模材料等。上述材料的产生，相继出现了新的技术，为肿瘤颜面的切除、外伤和先天颌面部缺损、畸形的修复提供了理想的修复材料，并为美容开创了有利条件。

（五）口腔医疗仪器　现在已研制成功并应用于临床的口腔医学诊断治疗仪器有：𬌗音仪、下颌运动轨迹仪、肌监控仪、内窥镜等，这些仪器可用来诊断、治疗颞颌关节疾病。肌电仪、肌监控仪可辅助建立无牙颌颌位关系。龈沟液流量测试仪可测量龈沟内液体流量及其内含，了解牙龈早期炎症表现。𬌗力仪可测试正常人牙齿𬌗力大小作为标准，比较治疗前后效果，并可测试牙周病患者、颞颌关节病变时的咬𬌗力情况。牙髓活力仪可测试牙髓活力程度，并可确定牙髓存活或已坏死、辅助口内、口腔修复医师对病牙的诊断，以便确定治疗方案。微波热疗器，可用于治疗口腔癌症，如唇癌等，效果显著。激光治疗机，可作穴位麻醉拔牙，以及颌面部炎症肿胀，劳损的治疗等。

总之，未来的生物力学、生物医学工程对医学和口腔医学的贡献是无限的，它将从诊断、

治疗向预防、控制及康复发展，并将以难以估量的效果造福于人类。

（赵云凤）

参 考 文 献

1. 冯元桢．生物力学．北京：科学出版社，1983，1～10.
2. 冯元桢，等．生物力学的未来研究领域．生物医学工程杂志，1987，4（2）：148～152.
3. 冯元桢，等．生物力学的未来研究领域．生物医学工程杂志，1987，4（3）：229～233.
4. 四川医学院数理教研室译．物理学及其在生命科学中的应用．1980，15～23.
5. 虞颂庭，翁铭庆．生物医学工程的基础与临床．天津科学技术出版社，1989，3～23，55～63.
6. 汪芳子．人体动力响应模型及其应用．生物医学工程学杂志，1990，（3）：243～247.
7. 冯元桢（美）．生物力学研究中的一种新趋势．生物医学工程国外分册，1991，14（3）：144～147.
8. Caputo AA. Biomechanics in Clinical Dentistry. Ist ed, USA, 1987, 15, 23.
9. Tyldesley WR. The Mechanical Properties of Human Enamel and Dentine. Brit Dent J, 1959, (21): 269～278.
10. Stanford, John W, et al. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials, JADA, 1960, 60: 746～756.
11. Craig, RG, et al. Compressive properties of Enamel. Dental cements, and Gold. J Dent Res, 1961, 40 (5): 936～945.
12. 西村文夫,岡崎邦夫等.人歯エナメル质と象牙质の压缩举動とじツカース硬さ,齿科材料.器械.1986, 5 (4): 449～454.

第二章　口腔生物力学的理论基础

第一节　力

一、力的概念

力（force）是指任何使物体保持或改变位置或使物体变形的作用。力使物体运动状态发生变化的效应称为力的外效应，使物体产生变形的效应称为力的内效应。

力对物体的效应取决于三个要素：①力的大小；②力的方向；③力的作用点。三者缺一不可。

力的作用点就是力对物体作用的位置。一般而言，它并不是一个点，往往是物体的某一部分的体积或面积。在很多情况下，可以把这些分布在体积或面积上的分布力简化为作用于某一点上的集中力。例如重力分布在物体的整个体积上，而当研究力的外效应时，就可把重力简化为集中力作用在物体的重心上；又如嚼肌的下端附着在下颌骨的下颌角这一区域，在计算该肌力时，就可作为一集中力来处理。

力的效应是力学的基本问题。力的效应的描述以牛顿第一定律、第二定律和虎克定律为基础。

牛顿第一定律：任何质点，如果不受力的作用，那么它将保持静止或匀速直线运动状态。该定律给出了力的定性含义：力是物体运动状态改变的外因。

牛顿第二定律：质点受到力的作用，所产生的加速度的大小与力的大小成正比，而与质点的质量成反比，加速度的方向与力的方向相同，即

$$m \cdot a = F.$$

式中，a 为质点的加速度；m 为质点的质量。质量是物体惯性的度量，也是物体运动状态改变的内因。该定律给出了定量描述，即作用于质点的力，等于质点的质量与其加速度的乘积。

胡克定律（Hooke Law）：这是一种弹性定律，系指物体形变较小时，形变与力或负载成正比，用应力与应变表述则是应力较小时与应变成正比，即

$$\sigma = E\varepsilon.$$

式中，σ 为应力（stress）（单位面积上所受的力）；ε 为应变（strain）（单位长度的伸长或缩短）；E 为弹性模量（elastic modulus）。该定律建立了力与变形之间的关系。

在口腔生物力学中，力的运动效应和变形效应具有重要的理论意义和实际意义。

二、力的特征

（一）力是矢量　力和一些仅有大小而没有方向的量不同。仅用大小即可表示的量称标量（scalar quantity），如温度、时间、长度、质量；既要用大小又用方向来表示的量称为矢量（vector quantity）。而力的效应决定于力的大小、方向和作用点，所以力是矢量。

矢量可以用一条有向线段表示，其长度按一定比例尺表示力的大小，其指向表示力的方向，其始端或末端表示力的作用点，通过力的作用点而沿着力的方向的直线称力的作用线。

（二）二力平衡原理　受二力作用的刚体处于平衡状态的充分和必要的条件是，这两个力大小相等，方向相反，作用在一条直线上，这个性质叫二力平衡原理，这二力互为平衡力，若以 F_A 和 F_B 表示，则关系为

$$F_A = -F_B.$$

利用二力平衡原理可得到一个推论：作用在刚体上的力，可沿其作用线移到刚体上任一点而不改变该力对刚体的外效应。力的这个可传递的性质称为力的可传递性原理，这一推论有助于复杂受力时的简化。

力的可传性仅适用于讨论力的外效应。而在讨论力的内效应时则不适用。因为力移动后，物体的内力与变形和移动前是根本不同的。如一根钢材，两端受拉力 F_1、F_2 此时钢材受拉变形，若将力沿各作用线移动后，则变为受压力 F_2、F_1，此时力对物体的内效应发生变化，改变为压缩变形（图 2-1）。



图 2-1　力的方向与力的效应

（三）力的平行四边形定律　作用于物体上的力有时不止一个，而是两个或更多个力。为了使问题简化，常需要在不改变力的作用效果的前提下，设法用一个力来代替几个力，这就是力的分解与合成。力的平行四边形定律是进行力的合成和分解的重要基础。作用于物体上同一点的两个力可以合成一个合力。该合力也作用于该点。合力的大小和方向，可用以两分力为邻边所组成的平行四边形的对角线表示（图 2-2）。这就是力的平行四边形定律。

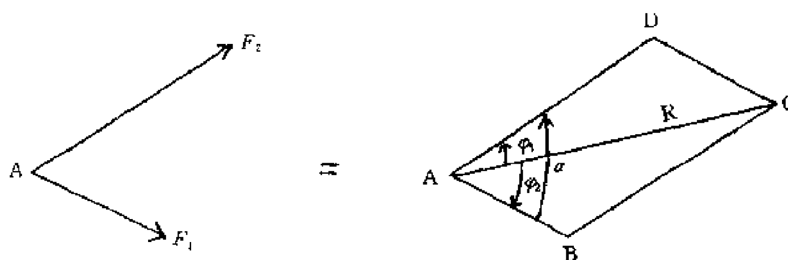


图 2-2　力的平行四边形定律

该定律指明，两个力（矢量）相加（合成）不能简单地求算术和，而应用平行四边形定律求几何和（矢量和）。

求合力 R 的大小和方向，一般用几何作图法或利用几何关系计算。当用几何作图法时，选比例尺作一平行四边形，直接从图上量取对角线长度，按比例量得合力 R 的大小，对角线与分力之间的夹角表示合力的方向，可用量角器量出。当用几何关系计算时，如已知 F_1 和 F_2 和他们的夹角 α，则由余弦定理可得

$$R^2 = F_1^2 + F_2^2 - 2F_1F_2\ (180^\circ - \alpha)$$

$$=F_1^2+F_2^2+2F_1F_2\cos\alpha.$$

所以合力的大小是：

$$R=\sqrt{F_1^2+F_2^2+2F_1F_2\cos\alpha}.$$

求合力 R 与分力 F_1、F_2 之间的夹角 φ_1、φ_2，应用正弦定理：

$$\sin\varphi_1=\frac{F_2\sin\alpha}{R};\qquad \sin\varphi_2=\frac{F_1\sin\alpha}{R}.$$

根据平行四边形对边平行且相等的性质，求分力或合力可以只画平行四边形的一半，这就是力的三角形法则。在实际中，利用三角形法则求合力更简便。

（四）力的作用与反作用定律（牛顿第三运动定律） 力的作用与反作用定律指出：两个物体 A 和 B 相互作用时，物体 A 对物体 B 有一个作用力 F_B，物体 B 必同时对物体 A 有一个反作用力 F_A，且 F_A 和 F_B 大小相等，方向相反，作用线相同，写为：

$$F_A=-F_B.$$

作用力和反作用力相互对立，相互依存、同时存在，同时消失。作用力与反作用力不是作用在同一物体上，而是分别作用在相互作用的两个物体上，因此对每一物体来说，不能说成是一对平衡力。

（五）万有引力定律（平方反比定律） 任何两个质点都在互相吸引，其引力的大小与两质点的质量乘积成正比，与它们之间的距离的平方成反比，即万有引力定律，表示为

$$F=F'=G\frac{m_1m_2}{r^2}.$$

式中，m_1、m_2 分别为两质点的质量，r 为它们之间的距离（图 2-3），G 为万有引力常数。

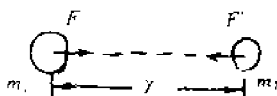


图 2-3 万有引力定律

万有引力是一种间距作用（不是接触作用），其推广了牛顿第三运动定律的应用范围。

三、几种常见的力

（一）重力 地球表面附近物体的重力，是指地球对物体的引力，由万有引力定律可以求出质量为 m 的物体的重力 W 的大小为

$$W=m\cdot g.$$

式中，$g=GM/R^2$ 称为重力加速度（R、M 分别为地球的半径和质量），g 一般取值为 $9.807\mathrm{m/s^2}$。

重力的方向指向地心，重力的作用点称为物体的重心。应该注意，物体的重力和重量不是一回事。物体的重量是物体施加于其它物体（支承物或悬挂物）的力，物体的重力是物体本身所受的地心引力。但是当物体静止或平衡时，其重力与重量的大小是相等的。

（二）接触力 接触力是物体之间相互接触而作用的力。两个物体接触时，总要发生变形，发生变形即产生接触力，接触力是通过接触点且沿着接触面的法线方向。因此接触力又叫法向反力。

（三）摩擦力　在两物体的接触面上，除了存在上述法向反力外，还存在一个切向反力，这个切向反力在物体沿接触面有相对滑动或相对滑动趋势时就表现出来。图 2-4 表示一个物体放在水平桌面上，其重力为 W，所受法向反力为 N。现在在物体上施加一个水平力 P，假定 P 的大小从零逐渐增加。开始，好像什么也没有发生，物体丝毫不动，也就是说，物体保持静止状态不变。根据牛顿第一运动定律，这时在接触面上一定还有另外一个水平力 F 作用在物体上，以反抗力 P 对物体的作用，这种在接触面上阻止两接触物体相对滑动的作用力，叫滑动摩擦力，简称摩擦力。摩擦力的方向与相对滑动的方向或趋势相反。固体在流体中的摩擦力称为粘滞力。与固体表面之间的摩擦力相比，它通常是很小的。因此，将润滑液体涂在固体表面上就可明显减少摩擦力。当人走路或奔跑时，并没有感觉到在膝关节和腿的其他关节中有任何摩擦力，这是因为人的这些关节都有滑液润滑。当关节运动时，滑液通过关节的软骨衬里被挤压出来。当关节处于静止时，滑液被吸收，以增加摩擦力，从而使关节容易保持在固定的位置上。未发生相对滑动时的摩擦力称为静摩擦力（static friction）。静摩擦力有一个最大值，当达到最大值时，物体开始滑动。静摩擦力的最大摩擦值 F_{max} 与接触面的法向反力 N 成正比：

$$F_{max}=fN.$$

式中，f 为静摩擦系数（coefficient of static friction）。

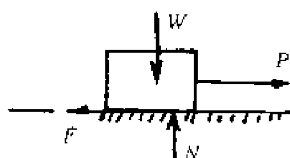


图 2-4　摩擦力

发生相对滑动时的摩擦力称为动摩擦力（kinetic friction）。动摩擦力与物体的速度有关。动摩擦力 F 也与法向反力 N 成正比：

$$F=f'N.$$

式中，f' 为动摩擦系数，一般 $f'<f$。

摩擦力 F 与力 P 的关系大致如图 2-5 所示。在静止区域：$0\leqslant F\leqslant F_{max}$，且 $F=P$；在滑动区域，$F<P$，且 F 随 P 的增加而下降，但逐渐趋近于一个常数。

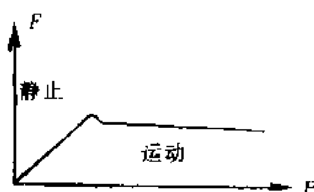


图 2-5　摩擦力 F 与力 P 的关系

（四）弹性力　典型的弹性力是指弹簧的弹性力。它以弹簧的伸长或压缩为前提。在弹性极限内，弹性力 F 的大小与弹簧的变形 X 成正比关系：

$$F=K\cdot X.$$

式中，K 称为弹簧的弹性系数，它是使弹簧发生单位变形所需的力。

（五）肌肉力　动物各种动作的形成，主要是肌肉收缩所产生的肌力作用于骨骼的结果。从力学角度看，人体的各种运动是以骨作为杠杆，关节为枢纽，肌肉的收缩作为动力而构成的，因此，对形成运动来说，肌肉是主动部分，骨和骨连接是被动部分。

肌肉中含水、蛋白质及其他酸、盐、酶等成分，使之具有弹性和粘滞性两种力学性能。一块肌肉全部肌纤维拉力的合力就是这块肌肉的拉力，这个合力与肌纤维的数量和排列有关。肌肉力的大小与肌纤维的数量成正比，即

$$F_m = \lambda A.$$

式中，λ 为肌力系数，表示单位生理横截面积所受的肌力；A 为肌纤维生理横截面积。

影响肌力的因素很复杂，有肌纤维自身的特点（如数量、质量、长度等）、有力学方面的因素（如肌肉的起止点、肌拉角度、收缩速度、几个关节复合运动情况等），有神经—肌肉以至整个身体的生理状况，还有性别、年龄、营养、锻炼程度、肌肉的生化成分等因素。

四、约束和约束力

在力学中，凡能在任何方向进行运动的物体称为自由体，自由体在空间可有六个运动自由度，即可以在上下、左右、前后三个方向的直线运动（即三个线位移）和绕三个互相垂直的基本轴进行旋转运动（即三个角位移）。各种因素而使物体位移受到某种限制的物体称为非自由体。非自由体与自由体之间的差别主要是非自由体受到某些位移的限制，这种对非自由体的位移起限制作用的周围物体在力学上称为约束，例如，绳索对于重物、轴承对于轴来说都是约束，它是物体相互机械作用的一种形式。若这种形式以力的形式出现，则约束作用于非自由体的力就称为约束反力。

约束反力的大小随物体受力情况而定，受力大，约束反力亦大；受力小，约束反力亦小，故约束反力又称为被动力。约束反力的大小一般总是未知的，可用平衡条件求出。约束反力的方向应与约束所阻碍的物体运动方向相反。至于约束反力的作用点，则在物体与约束接触的表面，约束反力以外的力称为主动力。物体受的主动力往往是给定的或可测定的，而物体所受的约束反力则必须根据约束的性质进行分析。

（一）约束反力的作用线和方向都有一定的约束

1. 柔索约束（包括绳、链条、韧带、肌腱等）　柔索只能承受张力，而不能承受压力和弯曲（抗压和抗弯的能力很小）。当物体受到柔索的约束时，柔索只能限制物体沿着柔索伸长的方向运动，而不能限制物体在其他方向的运动。因此，柔索的约束反力的作用线一定沿着柔索的中心线，其方向朝向背离物体的方向。

2. 光滑接触面的约束　当两物体接触面之间的摩擦力远小于物体所受的其他力时，摩擦力可以忽略不计，认为接触面是光滑的。光滑接触面约束只能阻止物体沿接触点的公法线压入接触面的运动，而不能限制物体沿着接触面或脱离接触的运动。因此，光滑接触面约束反力的作用线一定沿着接触点的公法线，其方向指向物体的内部。由于关节面间有透明光滑的关节面软骨，关节囊的滑膜层能分泌滑液，关节腔内也有少量滑液，所以关节面的摩擦力可减小到最低限度。人体关节面的约束是个比较理想的光滑接触面约束。

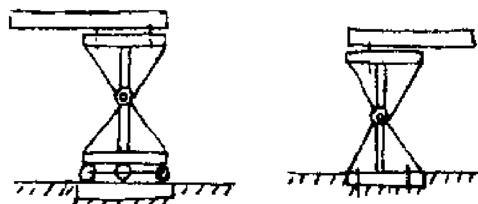
（二）约束反力的作用线通过定点而方向不定的约束

1. 圆柱铰链约束　一般常用圆柱形销钉将不同的两零件连接在一起，这种约束，若不计摩擦力的影响，实质就是光滑接触面的一种。其中销钉只限制两零件的相对移动，而不限制两零件的相对转动，即容许接触面间的相对滑动，因此约束反力就一定在与圆柱形中心轴线

的垂直平面内，沿着通过圆柱面上接触点的公法线上。由于销钉对物体的约束反力的作用点为销钉与物体的接触点，而接触点往往不能预先确定，所以铰链约束反力的方向也不能预先确定。通常用经过圆柱形孔中心的两个相互垂直的分力来代替。人体中的滑车关节类似于光滑圆柱铰链，人工肘关节的约束亦属于此类型。

2. 铰链支座约束　如果两个构件用圆柱形铰链连接，其中一个构件固定于地面或机架上，则称为固定铰链支架，固定铰链支座的约束反力方向往往不能预先确定，因此可以用两个相互垂直的分力来表示。如果铰链支座又用几个圆柱形的辊轴支承在光滑的支座面上，就成为可动铰链支座或辊轴支座（图 2-6）。假定支座面光滑不计摩擦，则辊轴支座不能阻碍支座沿支座面移动，只能阻碍支座沿支座面的法线方向移动。因此，辊轴支座的约束反力同一般的光滑接触面一样垂直支座面，通过铰链中心。

3. 球形铰链约束　一物体上的球形部分嵌入另一物体的球窝部分而构成的结构称为球形铰链（图 2-7）。球形铰链只能限制物体在空间的相对移动，而不能限制物体对球心的相对转动。如不计算摩擦，球形铰链约束也是一种光滑接触面约束。如同光滑圆柱铰链的分析一样，可知光滑球形铰链是约束反力的作用线恒通过球心而方向不定的约束。在三维空间，光滑球形铰链的约束反力（N）可以分解成三个相互垂直的分量。人体的肩关节和髋关节等类似于光滑球形铰链。



（a）辊轴铰链支座　（b）固定铰链支座

图 2-6　铰链支座约束

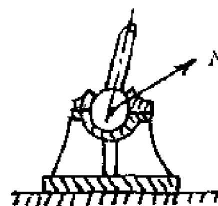


图 2-7　球形铰链

五、受力分析与受力图

受力分析是分析研究对象所受的全部外力，包括主动力和约束反力的大小和方向。为了表述清晰和方便，常把研究对象从与其相联系的物体中分离出来单独画出，这叫取分离体。在分离体上画出所有的主动力和约束反力，得到的图形叫受力图。确定研究对象，并正确画出受力图，是进行受力分析计算的重要前提。

1. 确定研究对象，画出分离体图　研究对象的确定，应由问题的条件而定。它可以是一个物体，也可以是若干物体组成的物体系统。在有些问题中，当需要先后选取几个研究对象时，它们的分离体图也应分别画出。

2. 判明已知主动力，画出主动力矢量　主动力一般是已知的，应画全主动力矢量。

3. 逐个释放约束，画出约束反力　去掉约束，而以相应的约束反力代替约束的作用，称为约束释放原理。约束反力应根据约束的性质来确定。必要和可能时，可应用平衡原理来确定某些约束反力的方向。

4. 防止漏掉力和多加力　除重力、电磁力是间距作用外，其他一般的力都是接触力。因此，凡是与研究对象相接触的物体，在接触处都应画出相应的接触力，否则就会漏掉力。每

画出一力，必能指出相应的施力物体，否则就会多加力。如果取物体系统为研究对象，则物体系统中一物体与另一物体之间的作用力是内力，不应画出。漏掉力与多加力而得到的受力图是与实际情况不符的，对其进行受力分析而得出的结果必将是错误的。因此，画受力图这一基本功应予特别重视。

第二节 应力与应变

一、应力的概念

为了解决力的强度问题，不但要知道构件可能沿着哪一截面破坏，而且要知道截面上哪些点最危险。可见，仅仅知道截面上内力的总和是不够的，还须知道截面上各处内力分布的情况，即各处内力的集度。

衡量一个物体内力的大小，应该用单位面积上内力的大小为依据，这个单位面积上内力的大小叫应力，写成公式为：

$$应力=\frac{内力}{截面面积};$$

$$应力=\frac{外力}{截面面积};$$

$$\sigma=\frac{P}{S}.$$

一般，外力作用往往是不规则的，所以引起的内力的方向并不一定在轴线上，通常既不与截面垂直、也不与截面相切，所以把应力分解成垂直于截面的应力分量称为正应力（σ），与截面相切的应力分量，叫剪应力（τ）（图 2-8）。

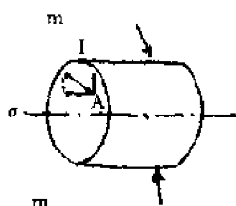


图 2-8 正应力与剪应力

A 为正应力与剪应力的交点；m 为截面

应力的国际单位为牛顿每平方米（N/m^2），称为帕斯卡（Pascal）或简称帕（Pa）。帕的单位较小，故常采用千帕（kPa）、兆帕（MPa）、千兆帕（GPa）。它们之间的关系为：$1Pa=1N/m^2$；$1kPa=10^3Pa$；$1MPa=10^6Pa$；$1GPa=10^9Pa$.

应当注意，物体在应力作用下发生变形，因此其作用面积 ΔA 也要发生变化。采用不同的面积，可得到不同的应力表达式：

1. 拉格朗日（Lagrange）应力

$$\sigma_L=\lim\frac{\Delta P}{\Delta A}.$$

$$\Delta A\to 0.$$

式中，ΔA 为变形前面积。

2. 柯西和欧拉（Euler）应力

$$\sigma_C = \lim \frac{\Delta P}{\Delta A_1}.$$
$$\Delta A \to 0.$$

式中，ΔA_1 为变形后面积。

3. 克希霍夫（Kirchhoff）应力

$$\sigma_K = \frac{\sigma_L}{\lambda} = \frac{\rho}{\rho_1 \lambda^2}\sigma_C.$$

式中，$\lambda = \frac{L_1}{L}$ 为伸长比；L、L_1 为变形前后的长度；ρ、ρ_1 为变形前后的材料密度。

对于小变形的骨采用拉格朗日应力，对于大变形的软骨采用后两种。

二、应变的概念

物体在外力作用下，其各部分的位置将有所改变，也就是说引起了位移。自物体内某一点的原来位置到它的新位置所连的直线，称为该点的线位移。物体内某一线段或平面在改变位置中所旋转的角度，称为该线或该平面的角位移。

必须注意，线位移和角位移并不足以完全表示变形特征，因为物体作刚体运动时，它的各部分也有位移。

若变形以前，在物体上沿某方向取长为 dx 的一极短的线段，则物体变形以后，这一线段的长度有所改变（图 2-9），长度改变 du 就称为线段 dx 的线变形。若变形后线段的长度增加，则 du 称为绝对伸长；若线段长度减小，则称为绝对缩短。而

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx}.$$

则分别称为相对伸长及相对缩短，总称为相对线变形，或线应变。

又若变形以前，在物体上取互相垂直，其长为 dx 及 dy 的两根极短线段（图 2-10），则在物体变形后，这两线段间所夹角度将有改变，所改变的数值 γ 就称为角变形，或角应变。

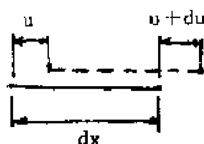


图 2-9 物体变形

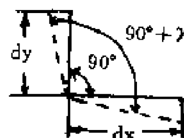


图 2-10 角应变

物体的变形是一个几何性质的问题，为了研究整个物体的变形，我们可以设想把物体分成许多极微小的正六面体来研究，这种微小六面体，简称单元体。当整个物体变形时，所有单位体也都变形；整个物体的变形可以认为是由所有单元体的变形累积起来的。不难看出，每一单元体的变形，不外乎各边长度的改变及各边或各面间的夹角的改变。可见，不论物体的变形如何复杂，皆是由两种基本变形即线变形与角变形组合而成的。

线应变 ε 是一个比值，没有量纲的量，角应变 γ 用弧度来表示，也是一个没有量纲的量。

三、应力应变关系

（一）纵向变形 · 胡克定律　若应力未超过某一极限，伸长率较小时，应力与应变成正比，

即：

$$\sigma=E\varepsilon.$$

这个应力极限值，称为比例极限。联系应力与应变的比例常数 E 称为材料的纵弹性模量，其表征拉压时材料对弹性变形的抵抗能力。

（二）剪切·剪切胡克定律　当剪应力未超过剪切比例极限时，剪应力与剪应变成正比。这个关系称为剪切胡克定律，表达为：

$$\tau=G\gamma.$$

式中，G 是材料的一个常数，称为剪切弹性模量。

（三）体应变　令球形物体在大气压 P_0 下的体积为 V_0，当压力为 $P_0+\Delta P$ 时，其体积为 V，根据胡克定律体积应变 $\gamma=(V_0-V)/V_0$ 同 ΔP 成比例，亦即：

$$\gamma=\frac{1}{K}\Delta P.$$

K 称为体积弹性模量；其倒数 $(\frac{1}{K})$ 称为压缩系数。

（四）横向变形·泊松比　在拉伸或压缩时，杆件不但有纵向变形，同时横向也发生变形。当纵向有伸长时横向就有收缩；反之，纵向缩短时则必胀大。在弹性变形范围内，横应变与纵应变之间，存在简单的正比关系：

$$\varepsilon_1=-\mu\varepsilon.$$

式中，μ 为一常数，称为泊松比或横向变形系数，是由科学家泊松首先得出的。泊松比 μ 是一个无量纲的量，也是表征材料物理性质的一个弹性常数。

（五）弹性常数之间的关系　对于各向同性体，三种弹性常数 E、G、K 和泊松比 μ 之间的关系为：

$$G=\frac{E}{2(1+\mu)};$$

$$K=\frac{E}{3(1-2\mu)};$$

$$E=\frac{9KG}{3K+G};$$

$$\mu=\frac{3K-2G}{6K+2G};$$

$$\frac{K}{G}=\frac{2(1+\mu)}{3(1-2\mu)}.$$

G、K、E 和 μ 间的关系见表 2-1。

表 2-1　G、K、E、μ 间的关系

	G, E	G, K	E, K	G, μ	E, μ	K, μ
E	—	$\frac{9GK}{3K+G}$	—	$2G(1+\mu)$	—	$3K(1-2\mu)$
G	—	—	$\frac{3EK}{9K-E}$	—	$\frac{E}{2(1+\mu)}$	$\frac{3K(1-2\mu)}{2(1+\mu)}$
K	$\frac{EG}{3(3G-E)}$	—	—	$G\frac{2(1+\mu)}{3(1-2\mu)}$	$\frac{E}{3(1-2\mu)}$	—
μ	$\frac{E}{2G}-1$	$\frac{3K-2G}{2(3K+G)}$	$\frac{1}{2}(1-\frac{E}{3K})$	—	—	—

（六）应力—应变曲线　一般表示应力 σ 和应变 ε 的关系曲线称为应力—应变曲线（图 2-11），应变 ε 很小时，由于胡克定律成立，其应力—应变曲线为一直线。当应变较大时，应力—应变曲线将偏离直线。

通常保持一定的应变率 $\dot{\varepsilon}$ 而测定出应力—应变曲线的。所以，应力—应变曲线一般与应变率有关。

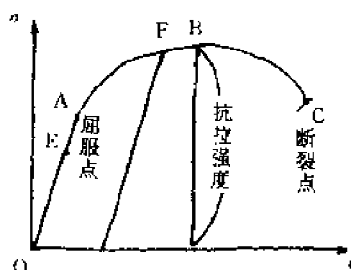


图 2-11　应力—应变曲线

图中 OA 为弹性部分，ABC 为塑性部分。A 称为屈服点，C 为断裂点，与曲线上极大值 B 点相对应的应力称为抗拉强度。在 BC 之间，曲线下降，这是由于试件出现颈缩而断面变细使其可承受的负荷降低的缘故。

第三节　材料的基本变形

材料（包括人体骨骼）受到载荷作用后，有一种抵抗载荷作用的能力，产生应力而发生变形，一般材料受载后的变形形式有拉伸、压缩、剪切、弯曲和扭转等五种基本变形。实际上，材料受到载荷作用后所发生的变形往往并不单纯是某一种基本变形，而是两种或更多的基本变形形式的组合，称为组合变形。

一、拉伸和压缩

（一）拉压时的应变　直杆两端有一对作用线与杆轴线重合，方向相反，大小相等的外力 P 作用时，发生的变形主要是长度的改变。直杆的这种变形称为轴向拉伸或压缩变形。

设杆长为 L，宽为 b，纵向总变形（伸长或缩短）为 ΔL，横向变形为 Δb，则相对变形为：

$$\varepsilon=\frac{\Delta L}{L};$$

$$\varepsilon'=\frac{\Delta b}{b}.$$

ε 为纵向相对伸长或缩短，统称纵向线应变。ε' 是横向相对伸长或缩短，统称为横向线应变。实验指出，在弹性范围内，纵向线应变和横向线应变之比为一常数，即

$$\mu=\left|\frac{\varepsilon'}{\varepsilon}\right|.$$

式中，μ 称为泊松比。

（二）拉压时的应力　由截面法任取垂直于杆轴的平面将杆截开，可得到轴向内力等于外力 P，又知杆内各纵向纤维变形相同、由均匀变形可得到横截面上的内力均匀分布，其正应力为：

$$\sigma = \frac{P}{A}.$$

式中，A 为杆的横截面面积，拉伸时称为拉应力，压缩时称为压应力。在简单拉压时，在横断面上只产生均匀分布的正应力。

（三）胡克定律　实验证明，在弹性范围内，杆件的绝对伸长或缩短 ΔL 与轴向外力 P 及杆长 L 成正比，而与横截面面积 A 成反比，即：

$$\Delta L = \frac{PL}{EA}.$$

该式称为胡克定律。若用应力应变表达，可写成另一形式：

$$\sigma = E\varepsilon.$$

也就是说，在弹性范围内，应力和应变成正比。其中，比例常数 E 是纵向弹性横量，E 越大，材料就越不易变形，它是衡量材料抵抗变形能力的指标之一。

（四）拉伸试验·应力应变图　静拉伸试验是研究材料机械性质最常用，也是最基本的一个试验。将材料制成标准形状，在万能材料试验机上拉伸，试件受力，原长为 l 增加了 Δl，此时试件的纵向变形（相对变形）为：

$$\varepsilon = \Delta l / l.$$

加载到一定程度后，机器载荷的读数不变，变形显著，这种现象叫屈服。继续加载，试件出现局部变细的颈缩现象，以后比较快的被拉断。在试验过程中，逐点记录载荷 P 及变形 Δl，即可得到材料的拉伸应力应变图（图 2-12）。

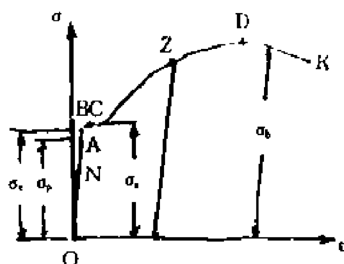


图 2-12　低碳钢的拉伸图

比例极限：图中 OA 一段可以认为是直线，说明在此范围内，应变与应力成正比例，应力与应变成正比的比例常数取为 E。与 A 点相对应的应力数值 σ_P 称为比例极限（弹性极限），比例极限是材料的应变与应力成正比例的最大应力。

流动极限：过了 B 点，图线的坡度逐渐减小，材料对变形的抵抗能力逐渐减弱；到了 C 点附近，变形继续增长面应力几乎不增加。这种现象叫材料的屈伏。在屈伏阶段内，材料几乎失去了抵抗变形的能力。这种在几乎不变的应力之下变形继续增加的应力数值，称为流动极限（屈伏极限），常用 σ_S 表示。

强度极限：到了曲线的最高点 D，相应的拉力达最大值，应力亦达到最大值，这个最大载荷所引起的应力，称为强度极限。应力达到强度极限后，变形就开始近于集中在试件的某一段内，这一段的局部截面逐渐收缩，形成颈缩。由于局部的截面收缩，试件所受的拉力越来越小，在应力应变图中相当于 K 点的拉力下，试件被拉而断裂。

上述反映材料机械性质的 A、B、C、D 点，就是应力应变图的特性点。

在室温下的轴向拉伸或压缩中，由变形性质的差异来看，材料有塑性与脆性之分。在显著的残余变形之下才破坏的材料叫塑性材料，在极小的残余变形之下就破坏的材料称为脆性材料。

材料的塑性是用试件断裂后的残余相对伸长的百分比 δ 来计量的，即

$$\delta=\frac{l_K-l_0}{l_0}\times 100\%.$$

式中，l_K 为试件拉断后的标距长度，l_0 为原来的标距长度。δ 称为材料的伸长率。

为了估计材料的塑性，也可以利用截面面积的残余单位收缩来计量，即

$$\psi=\frac{F_0-F_K}{F_0}\times 100\%.$$

式中，F_K 为试件被拉断后缩颈处的最小横截面面积，F_0 为原始的横截面面积，ψ 称为截面收缩率。

伸长率和截面收缩率是表征材料塑性变形能力的两个指标，其愈高，说明材料的塑性愈好。工程上常将 $\delta>5\%$ 的材料称为塑性材料；$\delta<5\%$ 的材料称为脆性材料。

（五）静压缩试验　压缩试验的试件，常做成圆柱（柱高与直径之比一般为 3∶1）或立方体（体高与正方形截面边长之比一般也取 3∶1）。

脆性材料在压缩时也和拉伸一样，当变形很小时就发生破坏，但抗压能力远远大于抗拉能力。

塑性材料在压缩试验时，当压力小于比例极限或流动极限，所表现的性质与拉伸时相似，而且比例极限及弹性横量的数值，与受拉伸时大约相等。超过比例极限后，出现显著的残余变形，试件缩短且直径增大。由于试验机平板与试件两端间的摩擦力，使得试件两端的横向变形受到阻碍，因而被压成鼓形；随着载荷的逐渐增加，试件继续变形面形成薄饼。塑性材料在压缩中不发生断裂，所以测不出强度极限。

二、剪切

（一）剪切的概念　沿垂直于杆轴的方向作用在杆上的外力称为横向力。在横向力作用下，杆的两相邻横截面将发生相对错动，这种变形称为剪切变形。如图 2-13，a 所示为一段杆件受到两个大小相等而方向相反的横向力 P 作用。在外力的剪切作用下，杆的变形如图 2-13，b 所示，在两外力作用线之间的各横截面都发生相对错动。杆在发生剪切变形时，往往有其他形式的变形伴随发生。在图 2-13，a 所示的外力作用下，只有当两个 P 力的作用线彼此很靠近，也就是只有在两作用线间的距离 a 比杆的横向尺寸小得多时，剪切变形才成为主要变形形式。

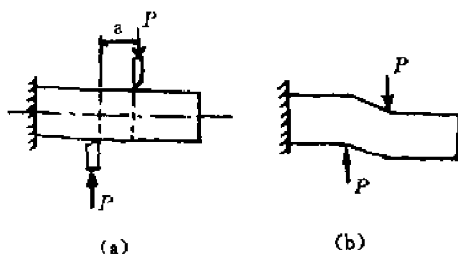


图 2-13　杆的剪切

（二）剪切应力与变形　剪切变形时，在其内部引起的应力的分布规律和大小都很复杂。实际中，为了便于计算，常常进行简化。以图 2-14 的铆接为例，计算剪切面 m-m 上引起的应力。用截面法假想在 m-m 处将铆钉切开（图 2-14），考虑上面部分，该部分受外力为 P_1，内力为 Q，由平衡条件可知：$Q=P_1$.

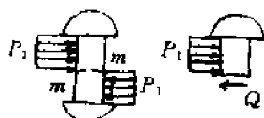


图 2-14　销钉受剪

在剪切面 m-m 上，剪应力是均匀分布的，那么剪应力为：

$$\tau=\frac{P}{F}.$$

式中，F 表示受剪面积，利用这个公式可以算出在外力 P 作用下究竟产生了多大的剪力。

剪断时的应力叫剪切强度，一般工程上为了安全起见，采用小于许可剪应力 $[\tau]$。许多剪应力 $[\tau]$ 可以取同一材料的许可拉应力 $[\sigma]$ 的十分之几。根据材料的许用拉应力 $[\sigma]$，可以估计出它的剪切应力 $[\tau]$，所以剪切强度的计算公式应为：

$$\tau=\frac{P}{F}\leqslant[\tau].$$

这就是剪切的条件。

在剪力的作用下，物体伴随着发生剪切变形。例如，剪切可使原来的矩形变为平行四边形。剪切变形的特点是形状歪斜，线段转动了一个角度，代表歪斜的程度，所以叫剪应变（角应变）。因此，在剪切问题中，研究发生剪切变形问题就是有这个特征：线应变和角应变。

（三）剪切胡克定律（见本章第二节）

三、弯曲

（一）弯曲的概念　直杆受到垂直于轴线方向的外力或力偶矩矢垂直于轴线的力偶作用，杆件任意两横截面绕垂直于轴线的轴作相对转动，同时轴线弯成曲线，这种变形称为弯曲。直杆变形后的轴线所在平面与外力所在平面相重合的弯曲变形称为平面弯曲。凡以弯曲为主要变形的杆件叫梁。梁分为静定梁和超静定梁。静定梁有三种基本形式：简支梁、悬臂梁及外伸梁。作用在梁上的外力也有三种类型：集中载荷、集中力偶及分布载荷。

（二）剪力和弯矩　对静定梁来说，用静力平衡原理计算出支反力以后，作用于梁上的外力（包括荷重及反力）皆知。取一假想的断面 m-n 将梁分成两部分，弃去后面部分，用作用于 mn 断面上的内力来代替弃去部分的作用力（图 2-15），在 mn 断面上每一点均有内力作用，这些内力可以用正应力 σ 和剪应力 τ 来表示 mn 断面上的内力与作用在 mn 断面以左面部分上的外力 A 及 P_1 平衡。外力和内力组成一空间平衡力系。

如果所有力向断面重心 D 进行简化，然后进行静力平衡得到：

$$Q=A-P_1;$$

$$M=A_X-P_1\ (X-a_1).$$

作用在梁的截出部分上的力偶 M，意图使梁发生弯曲，称为 mn 断面上的弯矩；Q 力意图使梁

沿 mn 断面切断，称为 mn 断面上的剪力。从式中看出，弯矩 M 等于 mn 断面以左所有外力对断面重心的力矩的代数和，剪力 Q 等于 mn 断面以左所有外力在梁轴垂直线上投影的代数和。

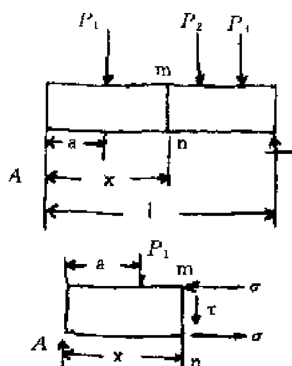


图 2-15　用截面法求梁的内力

（三）弯曲正应力　用一简支梁使受两个对称置放的集中力 P（图 2-16）。由剪力图和弯矩图可见梁在两集中力之间的一段就是纯弯曲变形。实验时先在梁表面上划纵横线，在变形后可以观察到梁的变形如图 2-17 所示：①横线仍是直线，且垂直于纵线，但转了一个角度；②纵线变成圆弧线，近凹边的纵线缩短，近凸边的纵线伸长，中间一层纵线既不伸长也不缩短，称之为中性层。

从图中可以看出，离中性层越远的地方，纤维变形越大。故梁横截面上由于弯矩所引起的应力是正应力，变形越大，应力也越大。所以正应力分布的规律是弯曲时横截面上正应力的大小与距中性层的距离成正比。显然拉长的纤维引起的应力为拉应力，反之为压应力。因为梁的边缘离中性层最远，所以它的应力也最大。

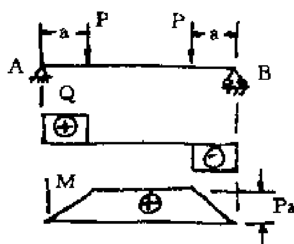


图 2-16　纯弯变形

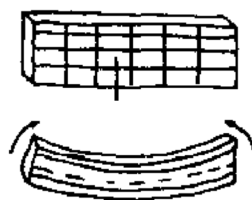


图 2-17　梁的弯曲试验

正应力的计算公式如下：

$$\sigma = \frac{MZ}{J}.$$

式中，Z 为该点应力到中性轴的距离，J 为横截面对中性距的惯性距，是一个几何性质的数据，决定于横截面的形状和尺寸，且与材料的强度有关。

对于高为 h，宽为 b 的矩形截面，则

$$J = \frac{1}{12}bh^3.$$

对于直径为 d 的圆形截面，则：

$$J=\frac{\pi}{64}d^4.$$

对于外径为 D，内径为 d 的空心圆形断面，则：

$$J=\frac{\pi}{64}\ (D^4-d^4)\ =0.05D^4\ (1-c^4)..$$

式中，$c=d/D$.

对于空心椭圆形长、短及半径分别为 H、B 及 h，b 为截面，则

$$J=\frac{\pi}{64}\ (BH^3-bh^3).$$

因最大正应力发生在梁的边缘，这一边是最危险的断面，故

$$\sigma_{max}=\frac{M_{max}Z_{max}}{J}=\frac{M_{max}}{W}.$$

式中，W 称为截面模数，$W=J/Z_{max}$.

（四）梁的强度条件与设计　要保证梁的安全，就要使梁的最大应力不超过它的许用应力 $[\sigma]$，即

$$\sigma_{max}=\frac{M_{max}}{W}\leqslant[\sigma].$$

这就是梁的强度条件。

当已知载荷和许用应力而需设计梁的截面时，可用下式算出所需抗弯截面模量：

$$W\geqslant\frac{M_{max}}{[\sigma]}.$$

然后选择截面的形状，最后决定截面的尺寸。

（五）断面的合理形状　从公式 $M=W\ [\sigma]$ 可知，梁的抵抗弯矩与抗弯断面模数 W 成正比，即 W 愈大，梁的强度也愈大。

选择梁的断面形状时，要既经济又合理。也就是说如何发挥抗弯断面模数 W 的作用，例如矩形截面，高为 h，宽为 b，则：

$$平放：W=\frac{1}{b}bh^2=\frac{1}{6}F\cdot h;$$

$$竖放：W=\frac{1}{6}bh^2=\frac{1}{6}F\cdot h.$$

式中，$F=b\cdot h$，竖放的 h 比平放的 h 大得多，所以竖放的 W 大。

又比如矩形与圆形截面积相等时，使用哪一个好呢？从正应力分布情况比较，梁的上下缘处应力最大，在中性层附近就小，圆形截面中间部分面积虽大，但没有充分发挥作用，所以圆形的不经济。

最经济的是“I”字形梁，因为它的中性层处材料加强了翼缘，这样同面积的梁，强度就要高一倍。

（六）弯曲变形　梁的轴线在弯曲后变为曲线，这条弯曲了的轴线叫弹性曲线（也叫挠曲轴）。弹性曲线的方程式表达为：$y=f\ (x)$.

变形前梁断面垂直于梁的轴线，变形后仍垂直于梁的挠曲轴，所以每一断面变形后对自己原来位置旋转一角度 θ，θ 称为断面转角（倾角）。

弹性曲线的切线与 x 轴的夹角即：

$$\theta \approx \mathrm{tg}\theta = \frac{\mathrm{dx}}{\mathrm{dy}}.$$

由此可见，梁在弯曲时其横截面产生了两种形式的变形：一种是挠度，一种是转角。两者存在一定的关系。一般讲来，每一横断面的挠度和转角都是不相等的。通常，用挠度和转角的最大值来量度结构在外力作用下所产生的弯曲变形的大小见表 2-2。

表 2-2　悬臂梁及简支梁在简单载荷作用下的变形

支承及载荷情况	梁端转角	挠曲线方程	最大挠度
	$\theta=-\frac{Pl^2}{2EJ}$	$y=-\frac{Px^2}{6EJ}(3l-x)$	$f_{max}=\frac{Pl^3}{3EJ}$
	$\theta=-\frac{Pc^2}{2EJ}$	$y=-\frac{Px^2}{6EJ}(3c-x)$, $0\leqslant x\leqslant c$ $y=-\frac{Pc^2}{6EJ}(3x-c)$, $c\leqslant x\leqslant l$	$f_{max}=\frac{Pc^2}{6EJ}(3l-c)$
	$\theta=-\frac{ql^3}{6EJ}$	$y=-\frac{qx^2}{24EJ}(x^2+6l^2-4lx)$	$f_{max}=\frac{ql^4}{8EJ}$
	$\theta=-\frac{ql^3}{24EJ}$	$y=-\frac{qx^2}{120lEJ}(10l^3-10l^2x+5lx^2-x^3)$	$f_{max}=\frac{ql^4}{30EJ}$
	$\theta=-\frac{M_0l}{EJ}$	$y=-\frac{M_0x^2}{2EJ}$	$f_{max}=\frac{M_0l^2}{2EJ}$
	$\theta_1=-\theta_2$ $=-\frac{Pl^2}{16EJ}$	$y=-\frac{Px}{12EJ}(\frac{3l^2}{4}-x^2)$, $0\leqslant x\leqslant\frac{1}{2}$	$f_{max}=\frac{Pl^3}{48EJ}$
	$\theta_1=-\frac{Pb(l^2-b^2)}{6lEJ}$ $\theta_2=+\frac{Pab(l+a)}{6lEJ}$	$y=-\frac{Pbx}{6lEJ}(l^2-x^2-b^2)$, $0\leqslant x\leqslant a$； $y=-\frac{Pb}{6lEJ}[(l^2-b^2)x-x^2+\frac{1}{b}(x-a)^2]$, $a\leqslant x\leqslant l$	若 $a>b$，在 $x=\frac{\sqrt{l^2-b^2}}{3}$ 处， $f_{max}=\frac{\sqrt{3}\,Pb}{27lEJ}(l^2-b^2)\frac{3}{2}$； 在 $x=\frac{l}{2}$ 处，$f_{\frac{l}{2}}=\frac{Pb}{48EJ}(3l^2-4b^2)$

续表

支承及载荷情况	梁端转角	挠曲线方程	最大挠度
	$\theta_1=\theta_2=-\frac{ql^3}{24EJ}$	$y=\frac{qx}{24EJ}(l^3-2lx^2+x^3)$	$f_{max}=\frac{5ql^4}{384EJ}$
	$\theta_1=-\frac{M_0l}{6EJ}$ $\theta_2=+\frac{M_0l}{3EJ}$	$y=-\frac{M_0lx}{6EJ}(1-\frac{x^2}{l^2})$	在 $x=\frac{l}{\sqrt{3}}$ 处， $f_{max}=\frac{M_0l^2}{9\sqrt{3}EJ}$； 在 $x=\frac{l}{2}$ 处，$f=\frac{M_0l^2}{16EJ}$
	$\theta_1=-\frac{M_0l}{3EJ}$ $\theta_2=+\frac{M_0l}{6EJ}$	$y=-\frac{M_0x}{6lEJ}(l-x)(2l-x)$	在 $x=(1-\frac{1}{\sqrt{3}})l$ 处， $f_{max}=\frac{M_0l^2}{9\sqrt{3}EJ}$； 在 $x=\frac{l}{2}$ 处，$f=\frac{M_0l^2}{16EJ}$

注：E 为弹性模量；J 为截面的惯性距；f_{max} 为梁的最大挠度；Q_{max} 为梁的最大转角；P 为集中力；q 为单位长度上的力；l 为跨度

研究梁的弯曲变形目的，是要满足梁的强度条件和刚度条件，即限定最大规定不超过跨度的若干分之一（$\frac{1}{100}\sim\frac{1}{250}$）。

要进行刚度校核（构件在外力作用下抵抗变形的能力叫做刚度），就要计算梁的最大挠度和最大转角。

由实验可以看出，作用在梁上的力愈大时，弯曲变形也愈大，所以，挠度和转角与作用力存在着比例关系。另外，还可以看到，挠度和转角跟梁的横断面形状与跨度也有密切关系。

四、扭转

（一）扭转的概念　当一个杆件两端的横截面上，作用着一对大小相等、方向相反的力偶时，这个杆件就要发生扭转。受到扭转后，杆件的两个横截面会发生绕杆件轴线的相对转动，这种形式的变形称为扭转变形。使杆件发生扭转的力偶矩叫扭转力矩，简称扭矩；用 Mn 表示，或用“↲”表示。

（二）外力偶的计算与扭矩　以圆形轴的扭转为例。

作用于轴上的外力偶往往不是直接给出的，工程上常给出轴所传送的功率 N（单位是 kW）和轴的转速 n（r/min）。它们之间的关系为：

$$Mn=71620\times\frac{N}{n}.$$

根据上式作用在轴上的所有外力矩都求出后，就可用截面法研究截面上的内力。在其内

部必定有一扭矩 M_n 同外力矩平衡，此 M_n 就是该截面的内力矩。如果在截面上作用有许多个扭矩，那末根据平衡条件同样可以求出内力矩。

（三）扭转时的应力和强度条件　已知截面上的扭矩后，可以进一步研究横截面上的内力分布规律，以便求出其应力。杆件在扭矩作用下，每一截面扭了一个角度，为了反抗这种变形，截面上必然出现了应力，这种应力根据性质是剪应力。

圆轴扭转时，因为应力与变形成正比，离开圆心越远的点，其变形越大。所以扭转问题中，中心处的剪应力为零，在圆周上剪应力最大；自圆心到轴的表面剪应力也逐渐增大。

计算圆轴截面上最大剪应力的公式如下：

$$\tau_{max}=\frac{M_n \cdot r}{J_p}=\frac{M_n}{W_n}.$$

式中，τ_{max} 为最大剪应力；M_n 为扭矩；r 为圆轴的半径；J_p 为截面对中心线的极惯矩，是一个几何性质的数据，与材料强度无关，仅与截面的形状和尺寸有关。对于圆轴的计算公式为：

$$J_p=\frac{\pi r^4}{2}=\frac{\pi D^4}{32}\quad（D\text{ 为轴的直径}）;$$

$$W_n（\text{抗扭截面模数}）=J_p/r.$$

和拉伸和压缩的强度计算一样，圆轴扭转时的强度要求仍然是，最大工作应力 τ_{max} 不超过材料的许用剪应力 $[\tau]$，极强度条件为：

$$\tau_{max}\leqslant[\tau].$$

也可把强度条件写为：

$$\tau_{max}=\frac{M_{n\,max}}{W_n}\leqslant[\tau].$$

（四）扭转变形和刚度条件　圆转受到扭转之后，随即发生扭转变形，轴上的母线立即变为歪斜，可以看到两种情况：

（1）整个母线转动了一个小角度 r；

（2）母线旋转了一个角度，圆周线也同样旋转了一个角度，但仍在同一平面内旋转，只有剪应力，而不产生正应力。

圆轴圆周方向上旋转了一个 φ 角，这个角度称为扭转角。显然扭矩越大，扭转角也越大。但是杆件越粗，直径越大，扭转角则越小。这种比例关系表示为：

$$\varphi=\frac{M_n l}{GJ_p}.$$

式中，GJ_p 称为圆轴的抗扭刚度，l 为轴长。

轴必须满足强度条件和刚度条件。为了消除 l 杆长的影响，将扭转角 φ 除以杆长，即得到单位长度的相对扭转角（单位长度扭转角）：

$$\theta=\frac{\varphi}{l}=\frac{M_n}{GJ_p}.$$

为了保证刚度，规定最大单位长度扭转角 θ_{max} 不超过某一规定的允许值 $[\theta]$，于是得到扭转的刚度条件：

$$\theta_{max}=\frac{M_{n\,max}}{GJ_p}\leqslant[\theta](rad/m).$$

从公式中看出，应力随直径的增大面增大。轴心附近的应力很小，甚至不负担力，所以

工程上用的不少是空心轴，它不但重量轻，而且符合力学原理。一般说，在同样强度条件下，空心轴的重量大约只有实心轴的一半。人体的骨骼是空心的，说明它符合力学原理，是十分合理的结构。

五、组合变形

实际上构件受到外力作用后所发生的变形往往并不单纯是某一种基本变形，而是两种或更多的基本变形形式的组合，称为组合变形。

（一）斜弯曲　实际中，力作用往往不在对称平面里（图 2-18），这时力可以分解为两个相互垂直的在平面内作用，同时发生弯曲变形。所以变形后杆件轴线将不再位于外力所在的纵平面内，这种弯曲变形称为斜弯曲。进行斜弯曲的应力和变形的计算，要将载荷 P 力分解在两个平面内，得到

$$P_y = P\sin\varphi;\quad P_z = P\cos\varphi.$$

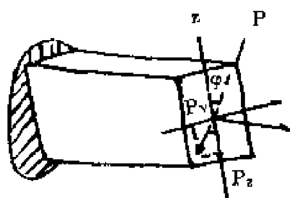


图 2-18　斜弯曲

P_y 将使梁在水平平面 xy 内发生平面弯曲；而 P_Z 则使垂直平面 XZ 内发生平面弯曲。如果在任意断面上引起的弯矩分别为 M_z 和 M_y，引起的正应力则为其代数和，即

$$\sigma=\sigma'+\sigma''$$

$$=\frac{M_Z\cdot y}{J_Z}+\frac{M_y\cdot z}{J_y}\cdot$$

对于应力是拉应力还是压应力，应根据具体情况加以判定。当然两个力所引起的变形也可按叠加原理计算。

（二）拉伸（压缩）与弯曲的组合　杆件受到轴向外力 R_p 和横向外力 R_b，将引起拉伸（压缩）变形和弯曲变形。当杆件的刚度较大，可忽略弯曲时而引起的轴向变形，而这两种基本变形，仍然可以利用叠加原理来进行计算。因此它的总应力为：

$$\sigma=\sigma_P+\sigma_b=-\frac{R_P}{F}\pm\frac{M_Z}{J_y}\cdot$$

R_P 力引起的应力在所有断面上皆相等，而且是均匀分布的。而弯矩引起的最大应力发生在上下纤维上，上面受拉，下面受压，因此应力叠加之后，危险断面在下纤维层。这时的强度校核条件为：

$$\sigma_{max}=\left|\frac{R_P}{F}+\frac{M_{max}}{W}\right|\leqslant[\sigma].$$

（三）偏心拉伸或压缩　作用在杆件上的二个力 P，方向相反，大小相等，但其共同的作用线不在轴线上，这样就会使杆件引起偏心拉伸或偏心压缩。力作用点与轴线的距离，称为

偏心距e。将力P向轴线进行简化，在轴上将产生一个轴向力P和一个偏心弯矩$M=P\cdot e$，这种情况就是压弯组合。

如果外力P不是作用在对称面内，这时首先将P力向两个平面进行简化，然后进行叠加（图 2-19）。

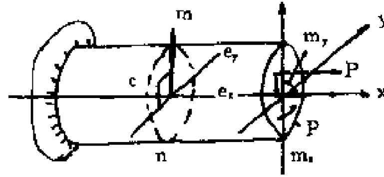


图 2-19　应力合成

在轴线上引起的力有：$N=P$；$M_Z=P\cdot ey$；$M_y=P\cdot e_z$。

叠加以上三个内力所引起的正应力，即得任意横截面 mn 上任意点$C_{(y,z)}$的应力计算公式：

$$\sigma=\frac{P}{F}+\frac{M_z\cdot y}{J_z}+\frac{M_y\cdot z}{J_y}.$$

为了确定危险点，需要定出中性轴的位置。首先将上式改写为：

$$\sigma=\frac{P}{F}+\frac{(P\cdot e_y)\cdot y}{F\cdot i_Z^2}+\frac{(P\cdot e_Z)\cdot z}{F\cdot i_y{}^2}$$

$$=\frac{P}{F}(1+\frac{e_y\cdot y}{i_z{}^2}+\frac{e_z\cdot z}{i_y{}^2}).$$

因为中性轴上的应力为零，则得到中性轴的方程式为：

$$\sigma=\frac{P}{F}(1+\frac{e_y\cdot y}{i_z{}^2}+\frac{e_z\cdot z}{i_y{}^2})=0.$$

可见，在横截面上中性轴是一条不通过截面形心O的直线，中性轴将截面划分为拉伸及压缩的两部分。

（四）扭转与弯曲的组合变形　在遇到扭转与弯曲的联合作用时，可以分别计算出应力，然后进行合成。

扭矩M_n引起的剪应力为：

$$\tau_n=\frac{M_n}{W_n}.$$

弯曲引起的正应力为：

$$\sigma_b=\frac{M_B}{W}.$$

如果进行强度校核，可以利用第三强度或第四强度理论进行，即

$$\sqrt{\sigma_b{}^2+4\tau_n{}^2}\leqslant[\sigma]\quad（第三强度理论）；$$

$$\sqrt{\sigma_b{}^2+3\tau_n{}^2}\leqslant[\sigma]\quad（第四强度理论）.$$

第四节 粘弹性物质

很多生物材料（包括生物流体和生物固体）都具有粘弹性。

一、应力松弛

如果试件在固定温度下受力时，应变保持不变，而应力随时间的增长而降低，这种现象称为应力松弛。

（一）松弛函数　在 $t=0$ 瞬时所得到的一定应变为 γ_0，则

$$\tau = f(t,\gamma_0).$$

令 $\tau \propto \gamma_0$，则：

$$\tau = G(t)\gamma_0.$$

上式中 $G(t)$ 称为松弛弹性模量，$G(t)$ 为 t 的单调降函数，当 $t\to 0$，$t\to\infty$ 时，$G(t)$ 值分别为 G_0 和 G_∞（图 2-20）。G_0 称为瞬间弹性模量，G_∞ 称为平衡弹性模量。$G_\infty=0$ 的情形，称为完全松弛；$G_\infty>0$ 的情形，称为部分松弛。因此，可令：

$$G_0 - G(t) = (G_0 - G_\infty)\varphi(t).$$

$\varphi(t)$ 称为松弛函数，它为 t 的单调函数，并满足以下关系：

$$\varphi(0) = 0;\varphi(\infty) = 1.$$

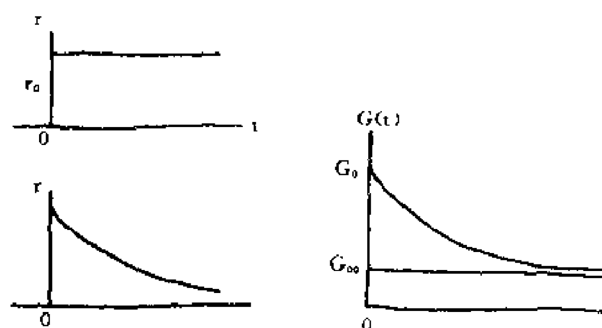


图 2-20　应力松弛和松弛弹性模量

（二）Maxwell 理论　Maxwell 认为：dt 时间后其应力的减少量 $d\tau$ 同该时刻 t 的应力 τ 成比例，即

$$\frac{d\tau}{dt} = -\frac{1}{\lambda}\tau.$$

式中 λ 为正常数，并具有时间的量纲。积分该式：

$$\tau = \tau_0 e^{-t/\lambda}.$$

式中 τ_0 表示 $t=0$ 时的 τ 值。可知：仅当时间为 λ 值时，其应力减少成为初始应力的 $1/e$ 倍（$e\approx 2.72$）。λ 值愈大，其松弛愈慢，因此称 λ 为松弛时间。但是同实验比较，在不少情形下其数据是不相符合的。松弛时间 λ 与温度 T 有关，一般可用下式表示：

$$\lambda = Ae^{E/RT}.$$

A、E 为正常数，E 为活化能量。不难理解，Voigt 物体显示不出应力松弛。

（三）Maxwell 物体　玻璃和沥青这样脆性物质，通常作为弹性体处理，它们长期受到重

力作用时，亦呈现出流动性。相反，在具有流动性的液体中进行冲击，其内将传播高频波，并会产生像固体般的破坏。一般说来，固体较液体具有较缓慢的变形，同时液体较固体有很快的变形。因此，可以根据观测方法来区别固体和液体。Maxwell 对具有固体弹性和液体粘性的粘弹性体作了研究，建立了应力和应变之间的关系，即

$$\frac{d\gamma}{dt}=\frac{1}{G}\frac{d\tau}{dt}+\frac{1}{\eta}\tau .$$

如果不要上式右边的第二项，则 $\gamma=\tau/G$，即得到了相应的胡克固体的公式；如果不要上式右边的第一项，就会得到牛顿粘性定律公式。所以上式是一种粘弹性体的公式，为 Maxwell 基础方程式，符合这一方程式的物体称为 Maxwell 物体。

（四）Maxwell 模型　Maxwell 基础方程式的力学模型为弹簧和阻尼器的串联组合，如图 2-21。



图 2-21　Maxwell 模型

令在应力 τ 下的弹簧应变为 γ_1，阻尼器的应变为 γ_2，则

$$\gamma_1=\frac{1}{G}\tau;$$

$$\gamma_2=\frac{1}{\eta}\tau.$$

又令这种模型的应变为 γ. 故

$$\gamma=\gamma_1+\gamma_2.$$

以上三式消去 γ_1，γ_2，可得到 Maxwell 基础方程式，弹簧和阻尼器串联组合的力学模型称为 Maxwell 模型。如果 $\lambda\to\infty$，则 Maxwell 物体就成为胡克固体；而当 $\eta\to\infty$，相当于阻尼器不变形。与此相反，如令 $\lambda\to 0$，则 $\eta\dot{\gamma}=\lambda\dot{\tau}+\tau$，可以得到：$\eta\dot{\gamma}=\tau$，此时，Maxwell 物体就成为阻尼器，其弹簧常数 G 为∞，相当于弹簧不变形。

二、蠕变

若物体在定值应力 τ_0 作用下，其应变 γ 随时增加，这种现象称为蠕变，γ-t 曲线称为蠕变曲线（图 2-22），即

$$\gamma=f(t,\tau_0).$$

当 τ_0 较小时，γ 随 t 到一定值后饱和，即　$\gamma=\gamma_e+\gamma_r$.

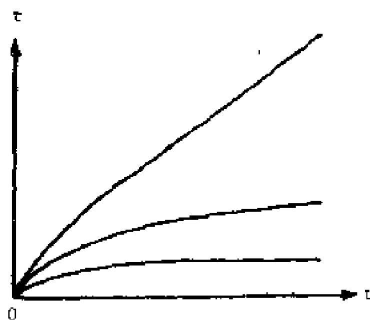


图 2-22　蠕变曲线

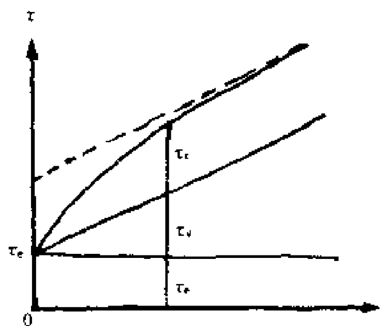


图 2-23　蠕变曲线的分解

当 τ_0 较大时，蠕变曲线具有向上倾斜的渐近线（图 2-23），此时应变具有三种成分 γ_e，γ_r，γ_v，即 $\gamma=\gamma_e+\gamma_r+\gamma_v$，$\gamma_e$ 为弹性应变，γ_r 为延迟性应变，γ_v 为粘性应变，γ_v 随 t 成比例增加。

考虑到 $\gamma\propto\tau_0$，令：$\gamma=J(t)\tau_0$。$J(t)$ 称为蠕变柔度。又令：$\gamma_e=J_0\tau_0$；$\gamma_r=J_r(t)\tau_r$；$\gamma_v=\frac{t}{\eta}\tau_0$. 则 $J(t)=J_0+J_r(t)+\frac{t}{\eta}$. 可得 $\dot{\gamma}_v=\frac{\tau_0}{\eta}$. 此式正是牛顿定律，$\gamma_v$ 称为定常蠕变。

相当于 $J(t)=J_0+J_r(t)+\frac{t}{\eta}$ 式最简单的力学模型是：弹簧同 Voigt 模型及阻尼器的串联组合（图 2-24）。

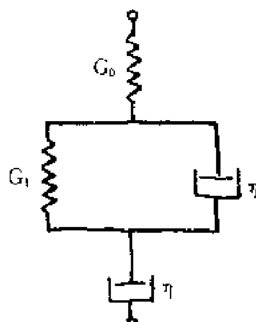


图 2-24　四元模型

上弹簧与 J_0 相对应，Voigt 模型与 $J_r(t)$、阻尼器与 t/η 相对应。上述模型系由两个弹簧和两个阻尼器所组成，称为四元模型。如令 Viogt 模型的弹性模量为 G_0，延迟时间为 τ'，其弹簧的弹性模量为 G，阻尼器的粘度为 η，可以得到四元模型的蠕变柔度公式：

$$J(t)=\frac{1}{G_0}+\frac{1}{G}(1-e^{-t/\tau'})+\frac{t}{\eta}$$

三、弹性滞后

在胡克定律能够成立的范围内，应力—应变曲线为通过原点的直线，当应变达到某点后，减少应力，其变形随以前的直线减少，也就是说，应力是变形的单值函数。但像纤维、塑料、橡皮等物质，其应力—应变曲线不为一直线，应力增加时上升曲线同应力减少时的下降曲线不相重合，下降曲线又称为恢复曲线（图 2-25）。

恢复曲线在上升曲线的下侧，因此，在受到变形后，虽然应力同以前一样，但其应变却大于后者。

应力—应变曲线的上升曲线同下降曲线不相重合的现象叫弹性滞后，图 2-25 的闭合曲线称为滞后环，滞后环的形状同应变率有关。

以上情形对任何种类变形 γ 都适合。如在拉伸时，计算物体受力后，从物体的自然长度 l_0 拉伸到相当于 P 点的 l_1 长度所需要的功 W_1，一般令对应长度 l 的力为 F，则

$$W_1=\int_{l_0}^{l_1}Fdl.$$

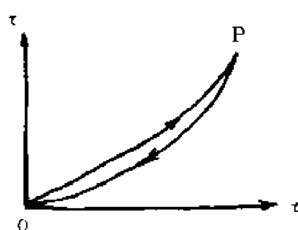


图 2-25　弹性滞后

长度为 l 时的断面为 A，伸长率为 γ，应力为 τ，由于

$$\tau_{(1)}=\frac{F}{A};\ \gamma=\frac{l-l_0}{l_0}.$$

故
$$W_1=l_0\int_0^{\gamma_1}A\tau_{(1)}d\gamma.$$

对应 l_1 的 γ 值为 γ_1，如果 γ_1 较小，则 A 可近似取初始断面 A_0。即

$$W_1=A_0l_0\int_0^{\gamma_1}\tau_{(1)}d\gamma.$$

同样，对应于下降曲线外力所作的功为：

$$W_2=A_0l_0\int_{\gamma_1}^{0}\tau_{(2)}d\gamma=-A_0l_0\int_0^{\gamma_1}\tau_{(2)}d\gamma.$$

式中 $\tau_{(2)}$ 系对应于下降曲线的 τ 值。

由上所述，沿滞后环外力所作的功为：

$$W=W_1+W_2=A_0l_0\int_0^{\gamma_1}(\tau_{(1)}-\tau_{(2)})d\gamma.$$

所以单位面积（初始状态）的功 W 为：

$$W=\int_0^{\gamma_1}(\tau_{(1)}-\tau_{(2)})d\gamma.$$

W 同滞后环所包围的面积相等，亦可写成：

$$W=\oint\tau d\gamma.$$

但是滞后环的回转方向应为顺时针方向，沿滞后环一周。外力对单位体积的物体所作的平均功完全变为了热能。因此，W 亦称为滞后损失。

（陈新民）

参 考 文 献

1. 同济大学理论力学教研室编. 理论力学. 上海：高等教育出版社，1979.
2. 梁治明，丘侃，陆耀洪. 材料力学. 第2版，北京：高等教育出版社，1984.
3. 冈小天. 生物流变学. 北京：科学出版社，1989.
4. J. 阿里弗尔. 实验应力分析手册. 北京：机械工业出版社，1985.
5. 刘锡礼，王秉权. 复合材料力学基础. 北京：中国建筑工业出版社，1984.
6. A. K. 马麦斯捷尔著，刘统畏等译. 聚合物与复合材料力学. 北京：新时代出版社，1988.

第三章　牙体组织生物力学

第一节　牙体组织的结构特点

牙齿是直接行使咀嚼功能的器官，与发音、语言及保持面部正常形态等均有密切关系。牙齿具有实现上述作用所需的力学性能。

牙体组织与修复材料的力学性能共同决定修复体的成败，修复材料应尽可能接近其所代替的牙体组织的性质。

牙体即牙齿的本身，包括牙釉质（enamel）、牙本质（dentine）和牙骨质（cementum）三种钙化的硬组织和一种软组织——牙髓（dental pulp）（图 3-1）。

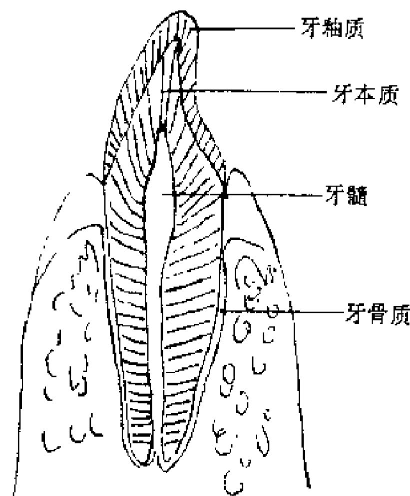


图 3-1　牙体组织

一、牙釉质

牙釉质是一种半透明的钙化组织，覆盖在牙冠表面。它是人体中钙化程度最高、也是最硬的组织，由于它的硬度很高，故对咀嚼的磨损具有较大的抵抗力。

牙釉质由釉柱和柱间质组成，无细胞存在。釉柱是细长的柱状体，起自釉牙本质界，呈放射状贯通釉质全层，达到牙齿的表面。部位不同，釉柱的排列方向也不同。在窝沟处，釉柱由釉牙本质界向窝沟底部集中；而在近牙颈部，其排列几乎为水平。釉柱自釉牙质界至牙表面的行程并不完全呈直线，近表面 1/3 较直，称为直釉；而内 2/3 则弯曲扭转，称为绞釉。绞釉的排列方式，可增加釉质对咀嚼的抵抗力而不易被劈裂。了解釉柱排列的方向在临床修复中有重要的力学意义。

柱间质是釉柱之间一种钙化的粘连质，呈均质性。由于柱间质的存在，釉柱内晶体各部排列方向不同，使釉柱形成特殊形状（图 3-2）。成熟釉质中的晶体呈扁平六角形，大小均匀，

较骨和牙骨质中的大，长约160nm，厚约25nm，宽40nm。釉质中有的部位钙化较差，而有机物较多，如釉质生长线、釉板、釉丛等，受力时易产生应力集中，是力学薄弱环节。釉质中无机物占总重量的96～97%，有机物占0.4～0.9%，水占3.6～2.1%，无机物存在形式主要是羟磷灰石 [$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$] 的结晶。

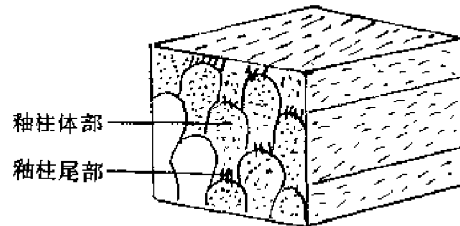


图3-2　釉柱模式图

二、牙本质

牙本质构成牙齿的主体，其硬度低于牙釉质，主要由造牙本质的细胞突起、牙本质小管及细胞间质组成。牙本质小管贯穿整个牙本质，自牙髓表面向釉牙本质界呈放射状排列。造牙本质细胞突起是造牙本质细胞的原浆突，该细胞位于牙本质的髓腔表面，排列成一排，伸入牙本质小管内。细胞间质内有胶原原纤维，直径为0.05～0.2μm，纤维之间有钙化的粘连质将其粘连、紧密排列成束，平行于牙本质表面，而与小管成垂直或斜行缠绕牙本质小管周围，彼此交织成网。牙本质的钙化是晶体围绕原纤维或在原纤维之间进行。晶体的长轴与原纤维的方向平行。因为牙本质中的原纤维成网状，所以晶体的分布是呈各个方向的，较牙釉质复杂。

牙本质中无机物占74.5～75.4%，有机物约占20%，水约占5%。无机物中主要为羟磷灰石，其中磷灰石的结晶比釉质中的小，其长为20～100nm，宽为3nm，与骨和牙骨质中者相似。有机物中主要是胶原纤维。二者构成牙本质的主体，由于各自所占的特定空间，无机物仅占其体积的53.5%，有机物占28.5%，水占18%。

因为造牙本质细胞和突起是牙本质的主要组成部分，故牙本质是有活力的组织，它对于生理和病理的刺激均能产生相应的反应性变化。

三、牙骨质

牙骨质覆盖于牙根表面，在牙颈部较薄，根尖和磨牙根分叉处较厚。牙骨质硬度和骨相似，低于牙釉质但高于牙本质。牙骨质由细胞和细胞间质组成，从形态上可区分为无细胞性牙骨质和细胞性牙骨质。

牙骨质含无机物45～50%，有机物24～26%，水9～11%。无机物与釉质、牙本质一样，主要为羟磷灰石。有机物主要为胶原纤维和粘多糖。由于其硬度不高且较薄，因此一旦外露容易受到机械性的损坏。

第二节　牙体组织的基本力学性质

牙体组织的力学性质研究是口腔生物力学的基础。从临床意义来看，牙釉质和牙本质最基本的、也是最重要的一些力学性质是弹性模量、泊松比、极限强度等。在这些方面的研究

已有悠久的历史，近几十年来这方面的研究成果更令人鼓舞。

一、牙本质的拉伸和压缩力学性质

自从1895年Black测定牙本质压缩力学性质以来，有关牙本质的力学性质研究不断深入（表3-1），不同的学者因测试方法不同所得数也各异。总的看来，牙本质的拉压弯弹性模量无明显差别，但弯曲比例极限明显低于压缩比例极限。抗压抗弯强度相近，最高；剪切强度次之；抗拉强度最小。牙本质试件在拉压时，不仅有纵向变形，同时也有横向变形。在弹性变形范围内，横应变与纵应变之间存在正比关系。泊松比是在单轴负荷方向上的横应变与纵应变之比的负数；是在一个方向负荷时用以测量物体保持其容积的能力。牙本质的泊松比约为0.3。但Renson测试计算牙本质的泊松比为－0.025～0.26，差别很大，这可能由于牙本质的各向异性影响了从其他弹性常数计算泊松比。

表3-1　牙本质的力学性质

作　　者	方　　法	比例极限（MPa）	强度（MPa）	弹性模量（GPa）
Black（1895）	压缩	--	257	6
Peyton（1952）	压缩	161	249	12
河　村（1956）	压缩	161	249	12
Craig（1958）	压缩	167	297	18
Stanford（1958）	压缩	173	348	15
Creener（1972）	压缩	—	245	14
Craig（1975）	压缩	165	297	19
Anderson（1976）	压缩	140～170	280～320	9～18
金　竹（1978）	压缩	125～148	232～305	12～14
本　村（1985）	压缩	127～167	275～343	13～16
Watts（1988）	压缩	165	260	13.3
Bowen（1962）	拉伸	—	51.7	19.3
Lehman（1967）	拉伸	—	41	11.0
Tyldesley（1959）	弯曲	66.2	266	12.3
Renson（1970）	弯曲	—	245	—
	悬臂梁法	—	—	12

二、牙釉质的拉伸和压缩力学性质

由于牙釉质解剖结构和几何形状尺寸的限制，制备牙釉质力学试件非常困难，给力学研究带来一定的难度，也影响到牙釉质的力学数据较牙本质离散。

牙釉质的力学性质研究说明牙釉质是典型的各向异性非均质生物材料。所取牙位不同如尖牙或磨牙，其力学性质表现差异较大；所取部位不同如切缘或斜面，其力学性质亦不同；特别是所取方向不同，更明显影响其力学性质。其他如钙化程度、结构变异等，都可影响其力学性质。表3-2、3-3列出了有关牙釉质压缩及拉伸力学性质的一些重要数据。

表 3-2　牙釉质的压缩力学性质

作　者	牙位	部位	方向	比例极限（MPa）	强度（MPa）	弹性模量（GPa）
Stanford	未记录	牙尖	混合	236	277	47.5
(1958)		轴面	垂直	145	194	30.3
		殆面	平行	116	134	8.96
Stanford	尖牙	牙尖	混合	194	288	17.6
(1960)		轴面	垂直	183	253	33
		切缘	平行	91	220	20
Stanford	磨牙	牙尖	混合	224	261	46
(1960)		轴面	垂直	186	250	32
		轴面	平行	70	94.5	9.7
		殆面	平行	98	127	1 .0
Craig	磨牙	牙尖	平行	353	384	84
(1961)		轴面	平行	336	372	78

表 3-3　牙釉质的拉伸力学性质

作　者	方　法	强度（MPa）	弹性模量（GPa）
Bowen (1962)	拉伸	10.3	-
Tyldesley (1959)	弯曲	75.8	131

三、牙体组织的剪切力学性质

剪切模量即剪应力与剪应变之比。在材料各向同性时，它有赖于弹性模量和泊松比，常用扭转试验确定或超声波测量推算。Renson 用扭转试验测定了矩形牙本质的剪切模量为 6.19GPa，剪切比例限为 60MPa，平均剪应变为 0.76×10^{-3}。Lees 等用超声波法推算了牛牙釉质的剪切弹性模量，牙釉质的剪切模量明显高于牙本质剪切模量（表 3-4）。

表 3-4　超声波测量的牙体组织力学性质（GPa）

作　者	材　料	弹性模量	剪切模量	体积模量	泊松比
Gilmore 等（1969）	牛牙本质（轴向）	21	8	18	0.31
叶德临（1965）	人牙本质	19.2	--	—	0.26
Reich 等（1967）	人牙釉质	76.5	29.3	65.3	0.3
Lees（1968）	牛牙釉质	73.0	29.7	45.0	0.23
Gilmore 等（1969）	牛牙釉质（轴向）	74.0	30.0	46.0	0.23

四、温度与牙体组织力学性质的关系

口腔温度由于受摄取冷热食物的影响变化较大。牙体预备时亦存在温度变化。牙本质的有效表面能可能在口腔温度极值时发生不可逆下降。在 70℃胶原纤维亦发生不可逆改变。

牙本质的弹性模量和其他性质随温度增高而减小，减少的趋势在 0～80℃范围内为：

弹性模量 E（GPa）$=15.55-0.0734$（T℃）；

比例极限 PL（MPa）$=198.2-0.8673$（T℃）；

弹　能 R（MJ/m^3）$=1.265-0.0051$（T℃）；

压缩强度 Cs（MPa）$=298.4-1.0988$（T℃）。

其原因可能是由于牙本质内胶原纤维的弹性模量随温度改变而发生可逆的下降，也可能是由

于温度的升高使胶原纤维与羟基磷灰石微晶体之间的结合强度减弱所致。影响的机理，尚需进一步研究。

第三节　牙体组织的各向异性性质

一、牙体组织的各向异性弹性常数

对于牙体组织非各向同性性质的研究发现牙体组织的力学性质受试件所取部位和方向的影响，表现出各向异性（即物体内一点的各方向上力学性能不同，性能是方向的函数）和非均质性（即物体在各处有不同的性能，性能是位置的函数）。

当考虑牙体组织为完全各向异性的弹性材料，其力学性能要用21个弹性常数来描述。牙体组织的结构情况允许对其进一步简化，即考虑其为横观各向同性体，弹性常数简化为5个，表3-5为牙釉质及牙本质的刚度系数，表明了其各向异性性质。

表3-5　牙体组织的刚度系数（GPa）

	C_{11}	C_{12}	C_{13}	C_{33}	C_{44}	Density
Flurorapatite	143.4	44.5	57.8	180.5	41.5	
Hydroxyapatite	137	42.5	54.9	172	39.6	3.17
Enamel	115	42.4	30	125	22.8	2.9
Dentine	37	16.6	8.7	39	5.7	2.2
Bone	31	14.7	11.3	33	6.2	1.96

二、实验方法

测定牙体组织的弹性常数，可以用直接测量法（即静态或准静态试验），也可采用超声波法。Gilmore和Lees将超声波声阻抗技术用于牙体组织的测定。此法是一种间接测量法，即通过测量声波在试体中的传播速度和试件密度，求得试件的弹性模量：

$$C=\sqrt{E/\rho}. \tag{3-1}$$

声阻抗是物质弹性与密度相关的特性：

$$Z=\rho C=\sqrt{\rho E}. \tag{3-2}$$

只要测得了物质的声波传播速度或声阻抗，根据公式就可推算出各种模量。超声波测得牙体组织的力学数据高于其他手段所测，这是由于牙体组织特别是牙本质含有较高的有机质，具有粘弹性，而粘弹性物质的弹性常数很大部分依赖于应变速率，随变形速率的增加而增加。超声波测量即发生在最大可能应变速率即在物质中的声速，故其所测弹性常数很高。应该指出公式3-1是有局限性的，超声波在骨或牙体组织中传播的机理还不十分清楚。Yoon等指出，超声波在生物固体材料如骨等中的传播，除了粘弹性作用外，可能还有其他的弥散机理。

第四节　牙体组织的断裂力学性质

断裂是牙齿较危险的一种失效方式。临床上，在牙齿充填修复时应着重考虑如何设计抗力形防止牙齿断裂。因此，许多学者运用断裂力学的理论和方法，研究牙齿的断裂过程和规律，分析牙齿断裂机理，测试牙齿断裂力学参数，探讨牙体组织结构与力学性质的关系，并

对牙齿的断裂作定性定量估量，从而指导口腔临床修复设计，有效地防止牙齿断裂，并为口腔修复材料的研究提供有效的材料特性参数。断裂力学把牙齿看作裂致体，不是均匀的连续体。裂纹的存在，引起了牙齿的脆性断裂。目前牙齿的断裂力学研究主要从测定断裂功（W_f）、断裂韧性（K_{IC}）、临界应变能释放率（G_{IC}）及电子断口分析等四个方面进行。

一、牙齿断裂功

断裂功指在控制断裂条件下物体试件断裂形成一个新的单位表面所需要的功。断裂功法是测量在裂纹扩展期间所消耗的功的一种方法。常采用的是三点弯曲法。试件在恒变形率试验机上加载至断裂，然后计算断裂功，相当于Griffith理论中的裂纹表面能。牙釉质、牙本质试件根据解剖方法分别制备成两种（图3-3）：①试件长轴平行于釉柱或牙本质小管，试验时形成垂直断裂；②试件长轴垂直于釉柱或牙本质小管，试验时形成平行断裂。两种试件的断裂功值有明显差别，表明牙釉质和牙本质都是具有各向异性断裂性质的脆性材料（表3-6）。牙釉质各向异性更为明显，平行釉柱方向加载易于断裂。牙本质各向异性较弱，垂直于牙本质小管方向加载易于断裂。两种断裂方式的断裂功值不同，可能是由于牙釉柱和牙本质小管结构及其周围组织不同所致。

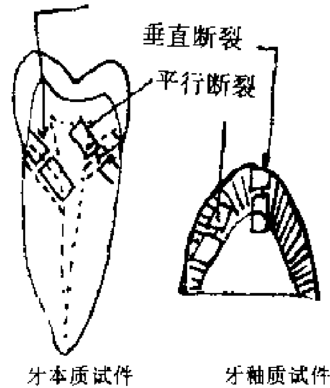


图3-3　断裂试件

表3-6　牙体组织的断裂功（W_f）值（J）

作　者	材　料	平行断裂	垂直断裂
Rasmussen	牙釉质	13	200
(1976)	牙本质	550	270
Rasmussen	牙釉质	15	190
(1984)	牙本质	410	247
Rasmussen	釉牙本质界		336
(1984)	2mm牙本质处		

Rasmussen等还研究了釉牙本质界的断裂，人为造成其断裂十分困难，断裂多发生在邻近的牙本质内，断裂面基本平行于釉牙本质界，约垂直于牙本质小管，属于牙本质垂直断裂，且明显高于其他部位的牙本质垂直断裂。断裂面越靠近釉牙本质界，其断裂功值越高，可能在釉牙本质界达到顶点。

二、牙齿的断裂韧性

断裂韧性（rupter toughness）是断裂力学最重要的参数之一。K_{IC}和G_{IC}都在断裂力学中

代表断裂韧性。前者是在断裂力学中采用应力场分析法时代表断裂韧性，表征材料抵抗裂纹扩展的能力。后者是在用 Griffith 能量分析法时表征材料的断裂韧性，二者完全对应和等价。

由于受牙齿大小的限制，不能制备标准的大尺寸试件，故其断裂韧性的测试常用非标准试样进行实验，用有关的 K_{IC}和 G_{IC}公式进行计算，或者用显微压痕法。Mowafy 用牙本质的紧凑拉伸试件（图 3-4）测定了牙本质的 K_{IC}和 G_{IC}（表 3-7），牙本质裂纹平行于牙本质小管方向。

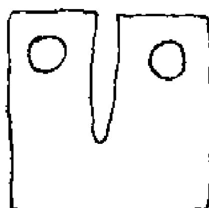


图 3-4　紧凑拉伸试件

表 3-7　不同材料的 K_{IC}

材　料	K_{IC} (N)
牙釉质	6.86～12.45
牙本质	30.20
汞合金	9.81～15.69
复合材料	5.88～19.61

Nassan 等用显微压痕法测定了牙釉质的断裂韧性 K_C。显微压痕法是确定小批量脆性试件断裂韧性的有效而简便的方法。Nassan 用 Vicker's 金刚压头在牙颈部、中部、切端加以 300g 和 500g 的负荷，然后测量压痕，计算出 K_C 值。在其结果中不同牙的牙釉质、相同牙的不同区域的牙釉质的 K_C值存在一定变化，可能是由于牙釉质的钙化程度不同和超微结构韧性机理的影响。

Rasmussen 等比较牙釉质和牙本质的断裂韧性，尺寸和裂纹相同，根据 Griffith 公式：

$$\sigma=\sqrt{\frac{E\,W_f}{c}}.$$

推算出两种材料的临界断裂应力 σ，牙本质的临界断裂应力比牙釉质大 1.4～4 倍。

三、温度对牙齿断裂力学性质的影响

Rasmussen 等测试了牙釉质和牙本质从 0～70℃的断裂功，发现其有一定变化。当体温下降到 0℃时，牙本质断裂功表现有升高的趋势；当体温升到 70℃时，断裂功有降低的趋势。牙本质 0℃时的垂直断裂功是 70℃时的 2 倍。其平行断裂功 0℃时为 500J，70℃时为 340J。从强度的观点来看，这个变化没有多大意义，强度取决于断裂功的平方根。Rasmussen 等还对牙本质试件预热处理 70～100℃，然后在 37℃测其断裂功，立即测有一定变化，24～28 天后变化消失。说明牙齿的自然断裂不能解释为由于咀嚼冷热食物所致。

Mowafy 测试了牙本质 0～60℃的 K_{IC}和 G_{IC}值，温度对 K_{IC}几乎无影响，对 G_{IC}的影响较大，G_{IC}与温度的关系用数学公式表达：

$$G_{IC}=653.2+2.31\ (T℃).$$

这是由于 G_{IC}决定于 K_{IC}的平方值和弹性模量，而弹性模量则受温度影响较明显。

四、牙齿断裂过程的电子断口分析

用扫描电镜进行断口分析是目前进行断裂过程观察最常用的手段。断口如实记录了整个断裂过程的信息，可以帮助了解断裂原因和机理。

典型牙本质垂直断裂的扫描电镜图像观察到许多小孔，管周牙本质直径相同，小管的长轴与断裂面交角为60°～90°。管周牙本质呈空心体，其磷灰石结晶之间结合强度较低。牙本质平行断裂图像差别较大，观察到管周牙本质的解理断裂（即断裂沿一定结晶学平面发生）。牙本质的各向异性性质取决于胶原纤维的方向性和空心状的小管。牙本质两种断裂方式的断裂功值明显不同，可能是由于牙本质小管间的胶原纤维的方向性。胶原纤维网形成一个垂直于小管的平面，小管周围的基质包括胶原纤维钙化层，分裂该钙化层比断裂容易，所以垂直断裂裂纹扩展经过其间所消耗能量较小，断裂功值低，面平行断裂则相同。

牙釉质的断裂功值与断裂面大小有关，可能由于釉质表面存在裂纹所致。其平行断裂面观察到断裂发生在釉柱周围，平行于釉柱，叫晶间断裂（图3-5）。断裂面在釉柱之间有各种路径。垂直断裂面图极其粗糙，断裂面显示釉柱是强有力的实心整体，断裂并不垂直于釉柱长轴，而呈锥形断裂，锥尖指向釉牙本质界（图3-6）。釉质结构的晶体支架作为一个整体，在釉柱间，晶体的方向突变形成一个界线和很小的无晶体空间，另外有些区域存在较多的有机质，也可使晶体方向突变，是釉质的薄弱处。釉柱的锥形断裂说明有机质相对薄弱，支持Helmcke提出的釉柱晶体方向的模型。

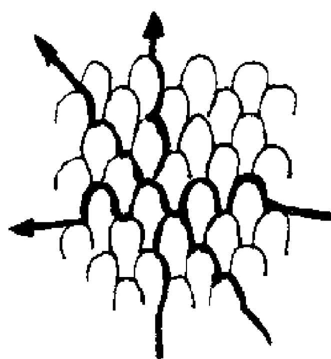


图3-5　晶间断裂



图3-6　釉柱的锥形断裂

Tyldesley对牙釉质、牙本质的断裂进行显微观察，发现断裂取决于所加应力的分布，而不是组织结构方向。试件的断裂发生在沿最大剪力线和主应力线。外力作用在牙齿组织结构薄弱处，更易产生应力集中，发生断裂。Reson用电镜观察到牙本质的两种断裂方式并存于一个断裂面，支持Tyldesley的观点。但是单用电镜判断材料各向异性或同性十分困难和局限，需结合其他手段。

五、牙齿的自然断裂

临床上常见牙齿的自然断裂。大静载或大冲击载可引起牙齿自然断裂，低载荷也可引起本身存在疲劳裂纹的牙齿自然断裂。重复的咀嚼负荷和冷热食物的循环温度刺激是引起牙齿疲劳破坏的原因。牙齿的自然断裂与实验室控制断裂既有相似之处又有不同的地方。

牙釉质的自然断裂主要是平行断裂。断裂的途径总是平行于釉柱的基本方向。垂直断裂仅局限于近釉牙本质界的区域。在这个区域，釉柱弯曲、扭绞形成绞釉产生韧性，阻止平行

于釉柱的表面裂纹扩展穿过釉质，可增加釉质对咀嚼的抵抗力而不易被劈裂，起到保护作用。了解釉质的断裂特性在临床上有重要意义。

牙本质的自然断裂多为垂直断裂。Andreasen 曾对 33 个切牙作过冲击破坏试验，从牙整体而言，牙本质断裂并不受组织结构方向的影响（图 3-7）。牙本质的自然断裂方式受多种因素的影响：冲击体的能量和形状；冲击方向；冲击点；牙支持组织的性质；牙齿几何形态的限制；牙的显微组织结构。在控制断裂时，牙本质表现为各向异性，但用自然断裂的方式则无法说明其性质的方向性。



图 3-7　牙齿的自然断裂

（陈新民）

参 考 文 献

1. Almaram GH, et al. J Dent Res, 1981, 60: 373.
2. Cater JM, et al. J Biomech, 1983, 16: 841.
3. Duncanson MG, et al. J Biomech, 1984, 17: 533.
4. Mowafy OM, et al. J Dent Res, 1986, 65: 677.
5. Rasmussen ST, et al. J Dent Res, 1984, 63: 1362.
6. Rasmussen ST, et al. J Dent Res, 1984, 63: 1279.
7. Yoon HS, et al. J Mater Sci, 1983, 16: 1297.
8. Watts OM, et al. J Dent Res, 1987, 66: 29.
9. 西村文夫. 齿科材料·器械, 1986, 5: 71.
10. 西村文夫. 齿科材料·器械, 1986, 5: 449.
11. 西村文夫. 齿科材料·器械, 1988, 7: 227.

第四章　牙周组织生物力学

第一节　牙周组织的结构和功能特点

牙齿周围的组织称为牙周组织，包括牙周膜、牙槽骨。从广义地讲也包括颌骨，特别是下颌骨。从功能来说牙周组织又称为牙齿支持组织。

一、牙周膜

牙周膜（periodontal membrance）是位于牙根与牙槽骨之间的结缔组织，主要连接牙齿和牙槽骨，使牙齿固定于牙槽骨内，并可调节牙齿承受的咀嚼压力，具有悬韧带作用，故又称为牙周韧带。

牙周膜是纤维性结缔组织，由细胞、纤维及基质组成。在牙周膜内有血管、淋巴管和神经。

（一）牙周膜的组织结构

1. 纤维　牙周膜内主要为胶原纤维，其他还有少量的耐酸纤维和网状纤维，约占牙周膜体积的 65%。

胶原纤维由胶原原纤维组成，大多数纤维聚合成束，排列呈一定方向，称之为主纤维束。主纤维束的一端埋在牙骨质内，另一端埋入牙槽骨，或分布在牙龈中。正常的主纤维束稍呈波纹状，弯曲值约占牙周膜长度的 7.5%，因此，当咀嚼时牙齿可有轻微的活动。埋在骨和牙骨质中的纤维称为穿通纤维或夏白氏纤维。根据主纤维所在部位和功能的不同，其排列方向也不同，自牙颈部向根尖可分下列几组（图 4-1）：

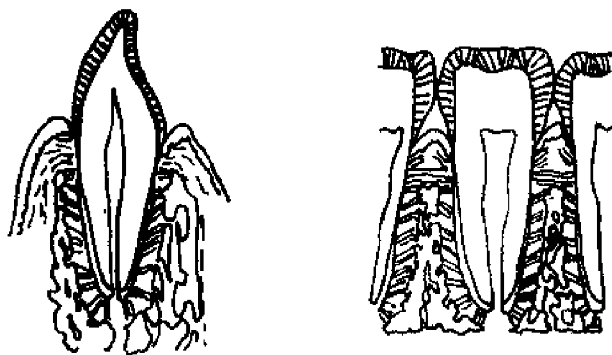


图 4-1　牙周膜主纤维束分布状况

1）**游离龈纤维**　从牙颈部的牙骨质起，分散于牙龈之中。这组纤维细小，不参加牙与牙槽骨之间的连接，其功能是保持牙龈与牙齿紧密联系。

2）**越隔纤维**　横跨牙槽中隔，是连接相邻两牙之间的强大纤维束。纤维自一牙牙颈部的牙骨质起始，呈水平方向，越过牙槽隔的顶点而到达邻近一牙的牙骨质内，保持邻近两牙的

正常位置。

3）牙槽嵴纤维　纤维自牙槽嵴顶向冠方进行，呈放射状止于牙颈部的牙骨质内，将牙体向牙槽窝内牵引。在牙齿的邻面不见此组纤维，而由越隔纤维所代替。

4）牙槽横纤维　位于牙槽嵴纤维及越隔纤维的根方，是一小组纤维。呈水平方向环绕着整个牙齿，其一端埋于牙骨质中，另一端埋于牙槽骨中。

牙槽横纤维、越隔纤维及牙槽嵴纤维都是对抗侧压力的，已往称为环状韧带。这三种纤维在牙面上的位置随着年龄而变更。随着牙槽骨萎缩，牙龈退缩，上述三种纤维的位置也同时向根方移动。

5）牙槽斜纤维　是牙周膜中数量最多，力量最大的一组纤维。纤维从牙槽骨区向下指向牙根面，与牙长轴成50°。纤维穿入牙骨质区和牙槽骨区，形成牙骨质-牙周韧带-牙槽骨复合体，其中牙骨质占10%，牙周韧带占50%，牙槽骨占40%。这组纤维对牙齿起悬吊作用，可以承受较大的咀嚼压力。当牙齿受到咀嚼压力时，由于这组纤维的作用，使牙槽骨所受到的是平均的牵引力，这种作用很重要，因为骨受牵引时能新生，受压迫时则易吸收。

6）根尖纤维　此组纤维比较细，纤维自根尖部呈放射状至根尖周的牙槽骨，固定牙根尖的位置。

牙周膜在不同的部位，其主纤维在排列方向和功能不同、直径和数量也不同。但必须在全部纤维协同作用的情况下，牙齿才能稳固在牙槽窝内。当牙齿受到垂直压力时，几乎全部主纤维都呈紧张状态，而侧向压力则仅使部分纤维呈紧张状态。因此，牙周组织对垂直压力有较大的抵抗力。

2. 基质　在牙周膜中，细胞、纤维、血管及神经之间的空隙中均为基质和体液所充满。基质主要由酸性粘多糖和糖蛋白组成。基质及体液成分可减少纤维间的摩擦，与牙支持功能密切相关。

3. 细胞　牙周膜中有丰富的细胞。

成纤维细胞：是牙周膜中的主要细胞，呈梭形或星形，位于纤维之间，其功能是形成牙周膜中的胶原纤维。

成骨细胞：见于新形成骨之表面，位于纤维之间，可产生细胞间质中的纤维和粘多糖蛋白。新的细胞间质不断产生，并经过钙化而形成骨质，成骨细胞逐渐被包埋其中。此时细胞内的合成活动停止，胞浆减少，胞体变形而成为骨细胞。

破骨细胞：仅见于活动性骨吸收的部位。发生吸收处的骨质呈浅的蚕食状凹陷，此凹陷称为郝息普氏陷窝（Howship's lacunae），破骨细胞即位于此陷窝内。当骨吸收停止时，破骨细胞即消失。在牙根发生吸收时，也可在吸收的牙根表面见到破骨细胞。破骨细胞与骨吸收有密切关系。

造牙骨质细胞：由成纤维细胞分化而来，紧贴于牙骨质表面，位于主纤维之间，能形成牙骨质。

4. 血管　牙周膜中有丰富的血管，来源于牙龈和上下牙槽动脉的分支。

5. 淋巴管　牙周膜内的淋巴管呈网状分布，沿着血管的行径至根尖部，与来自牙髓、牙龈的淋巴管吻合，最后注入颌下及颏下淋巴结。

6. 神经　牙周膜的神经是有髓神经，来自牙间和根尖神经，丰富地分布于牙周膜中，其末梢常失去髓鞘。神经末梢有三种类型：一种是像球状的膨胀；第二种呈环状围绕主纤维束；

第三种为游离神经末梢，主要接受痛觉刺激。很多神经末梢是接受牙体的刺激。任何加于牙冠的轻微压力即能被感觉到，并能正确判定压力的强度和方向。

（二）牙周膜的功能　牙周膜的纤维使牙龈、牙骨质和牙槽骨紧密地结合在一起，以支持牙齿行使咀嚼功能。牙周膜一旦受到损害，无论牙体如何完整，也无法维持其正常功能。

牙周膜中有造牙骨质细胞和造骨细胞，所以可继续形成牙骨质和牙槽骨。

正常牙周膜的厚度呈不均匀性，在 0.15～0.38mm 之间，其中近牙嵴部最宽，根尖部次之，根中部最窄，说明根中部是生理性活动的支点。

牙周膜的结构和它的功能大小有密切关系。一个埋没在颌骨中或经久不用的牙齿，其牙周膜变薄，排列规则的主纤维束消失，而代之以排列不规则的胶原纤维。当功能增大时，牙周膜的宽度增厚，主纤维束粗大。在创伤殆时，牙周膜远超过正常的宽度，牙齿动度增加。

二、牙槽骨

牙槽骨 (alveolar bone) 是颌骨包围牙根的突起部分，又称牙槽突。容纳牙根的部分称牙槽窝。牙槽窝的形态、大小、数目和深浅度与所容纳的牙根相适应，其中以尖牙的牙槽窝最深，磨牙的牙槽窝最宽。牙槽窝的游离端称牙槽嵴，两牙之间的牙槽骨称牙槽间隔，多根牙诸牙根之间的牙槽骨称牙根间隔。牙槽骨随着牙齿的发育而增长；当牙齿缺失时，牙槽骨也随之萎缩。

牙槽骨按其解剖部位可分为固有牙槽骨、皮质骨和松质骨。

（一）牙槽骨的组织结构

1. 固有牙槽骨　固有牙槽骨是牙槽骨的内壁，围绕着牙根，与牙周膜邻近，骨面有多数小孔，亦称筛状板。牙周膜的血管、神经通过筛状板的小孔与骨髓腔相通。因其骨质致密，具有阻止 X 线射入的特点，故在 X 线片上固有牙槽骨呈现环绕牙根的白线，又称为硬板。所以硬板、固有牙槽骨及筛状板系指同一部位。

固有牙槽骨靠近牙周膜的表面，由平行骨板和来自牙周膜的穿通纤维所构成。骨板的排列方向与牙槽骨内壁平行，而与穿通纤维垂直。这些含穿通纤维的骨板称为束状骨。在平行骨板的深部是由哈弗氏系统构成。

2. 皮质骨　皮质骨位于牙槽骨的外层，是密质骨。骨的外表面是平行骨板，深部为哈弗氏系统。

3. 松质骨　牙槽骨内外骨板中间夹以松质骨，由骨小梁和骨髓腔组成。骨小梁的方向常与咀嚼压力相适应，如磨牙根间的骨小梁呈水平向，而根尖区则呈放射状排列。骨小梁的粗细与多少和牙的功能有关，功能大者，骨小梁粗，废用牙齿周围的骨小梁较细，数目也较少。在幼年时，骨髓腔为有造血功能的红骨髓；成年时，为含脂肪的黄骨髓。

（二）牙槽骨的生物学特性　牙槽骨是骨骼中变化最活跃的部分，其变化与牙齿的发育、萌出、乳牙及恒牙的替换、咀嚼功能和牙齿的移动等均有关系。该变化反映出骨组织的改建过程，亦即破骨与成骨二者相互平衡的生理过程。在牙齿萌出和移动的过程中，受压力侧的牙槽骨骨质吸收；而牵引侧的牙槽骨骨质增生。临床上即利用此原理进行牙殆畸形的矫正治疗，即加一定强度的压力于牙齿，一定时间后，受压侧牙槽骨被吸收，牙齿的位置随之移动，牙齿移去后所留的位置则由新生的骨质所补偿，促使牙向正常的位置移动，达到建立正常咬合的目的。当牙列缺失后，咀嚼功能丧失、机械刺激停止，残存的牙槽骨不断萎缩吸收，逐渐降低其高度，失去原有的大小和形状。

三、下颌骨

下颌骨（mandible）主要位于颜面部的下 1/3，系颅骨中唯一能动者，是构成颞下颌关节的关键部分，由于下颌骨将颞下颌关节、牙齿与𬌗关系连成了一个统一体；下颌骨在行使口腔功能和下颌运动中起着主体作用，所以下颌骨是颅骨中最重要的骨骼之一。

（一）下颌骨的宏观结构　下颌骨呈弓形，十分像弯曲成马蹄形的长骨（图 4-2）。可分为水平部（称下颌体）和垂直部（称下颌支）。下颌体具有内外两面和上下两缘，载有牙齿，由皮质骨、松质骨及牙槽骨组成。下颌骨附丽有众多的咀嚼肌，产生咀嚼力；牙列附着于颌骨上缘，参与颞下颌关节的组成，在咀嚼食物过程中，承受和传递力量。整个下颌骨如同一个生物杠杆，咀嚼肌为力点，颞下颌关节为支点，牙列与𬌗为重点，使下颌骨能承受很大的咀嚼压力，并经下颌支终于髁突传导至颅底。其松质骨骨小梁的排列方向与咀嚼压力相适应，排列成牙力轨道和肌力轨道传递咀嚼力，骨小梁的粗细与数目多少均与功能有关。在皮质骨有定向结构（图 4-3），表示合力方向，由胶原纤维走向决定，显示哈弗氏系统的伸展方向，构成受力支柱。

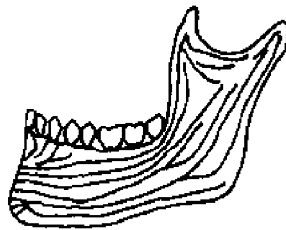


图 4-2　下颌骨

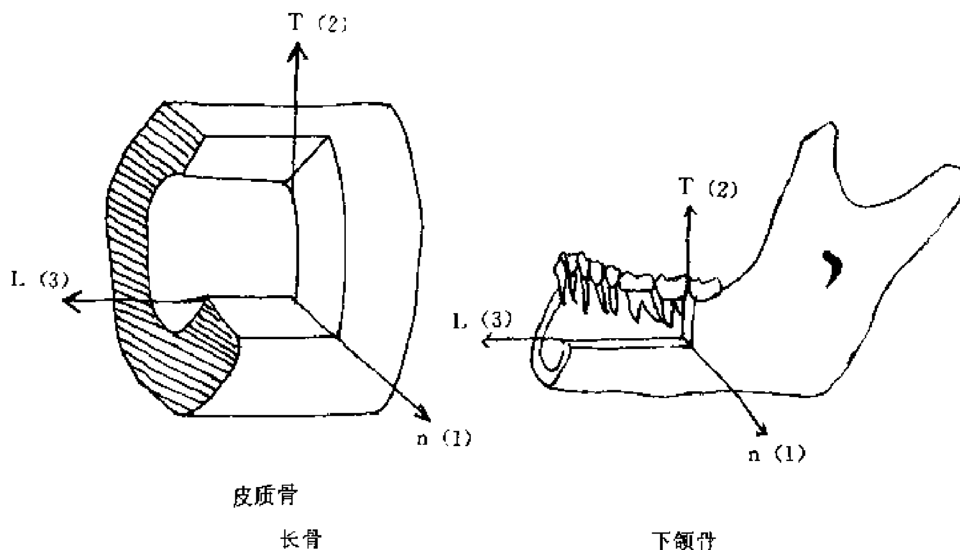


图 4-3　下颌骨及其皮质骨的定向结构

L 为轴向；T 为横向；n 为法向

（二）微结构　下颌骨是复合体。典型皮质骨由哈弗氏系统、内外环骨板及间板构成。下颌骨的皮质骨凹凸不平，厚薄不均，一般在 1.6～2.38mm 之间。哈弗氏系统又称骨单元，平行于骨长轴，是皮质骨的基本加强单元和定向结构，长 10～20mm，直径为 200～250μm，哈

弗氏管的直径一般在 70μm 左右，差别很大。每个哈弗氏系统都是从周边开始依次沉积形成骨板。在生长发育过程中，哈弗氏系统不断改变，其所占的百分比一般随年龄的增长而增大，而且各种骨骼由于各自的功能不同所占的比例亦有所不同。下颌骨由于萌牙、换牙及负荷的变更而变化活跃，骨单元相对减少，间板增多，出现骨的碎石般构造称角砾岩样结构，嵌合于骨单元之间，使之具有较强的抗弯能力和较大的硬度。表 4-1 是不同骨骼组织结构的构成百分比，下颌骨的骨单元最少，间板最多。

表 4-1 骨的构成百分比（%）

作者	骨种类	骨单元	间板	骨单元残余	孔隙
Evans	股骨	45.7	36.6	11.3	6.4
	胫骨	34.15	48.69	8.24	8.92
	腓骨	34.61	47.91	12.81	4.67
陈新民等	下颌骨	30.60	56.62	9.42	3.36

（三）超微结构　骨的基质干重约 50%是无机物，主要为羟基磷灰石 [$3Ca_3(PO_4)_2Ca(OH)$]，是极小的晶体，电镜观察为针状或长条状，体积为 40nm×25nm×3nm（长约 20nm，横截面积为 $25nm^2$），位于胶原纤维的外侧，沿其长度方向排列，晶体的中心晶轴与胶原纤维的长轴平行。有机物主要为胶原纤维，直径为 2～4μm，电镜下其结构与一般结缔组织相同，胶原分子为长链结构，排列成三重长螺旋结构，胶原纤维能抗拉伸，羟基磷灰石能抗压缩，二者联合构成坚实的胶原羟磷灰石纤维，具有良好的力学性能，形成骨的特殊硬度和韧性。

第二节　牙周组织的基本力学性质

一、牙周膜的拉伸和压缩性质

牙周膜是位于牙槽骨与牙根之间的被动纤维结缔组织结构，本身并不产生主动的运动，属于各向异性、非均匀性的粘弹性材料，具有支持牙齿，传递、吸收和分散𬌗力的重要力学功能。牙周膜的形态结构和力学性质是生理功能的基础。了解牙周膜形态结构和力学性质及其二者关系，对于口腔临床和口腔生物力学均具有重要意义。

由于牙周膜特殊的解剖学特点，使牙周膜的力学性质研究十分困难。至今有关牙周膜力学性质的研究，报道不多，且各个学者测试得到的力学参数差异甚大，见表 4-2。

表 4-2 牙周膜的力学性质

作　者	弹性模量（MPa）	强度（MPa）	泊松比
Bowen（1962）	9.8		0.45
Craig（1978）	3.45		0.45
Atmaram（1981）	34.3		0.45
Reinhrelt（1984）	68.9		0.45
Farah（1989）	6.9		0.45
陈新民等（1991）	3.62（T）	3.44	0.45
	0.45（C）		

牙周膜是生物软组织，其应力—应变关系是非线性的，并不服从正比关系的虎克定律，存在着弹性滞后、应力松弛和蠕变等现象，简单地用弹性模量来表述二者的关系会产生很大的误差。陈新民、赵云凤对新鲜牙周膜的应力—应变关系采用幂（指数）回归关系和划分区域表述更符合临床实际情况。

二、牙槽骨和下颌骨的拉伸和压缩力学性质

骨的力学性质取决于骨的材料及显微结构和全骨的形状。骨的形态和结构又取决于骨的功能。同时，骨的材料性质和形态结构又是骨功能活动的物质基础。所以，研究下颌骨及牙槽骨的力学性质，必须与其组织结构、功能分析结合起来。骨的结构，如哈弗氏骨胶原纤维的多少、哈弗氏系统的方向、大小、多少及间板的层数，皆与骨的力学性质有关。哈弗氏系统中央管的大小及钙化程度也影响骨力学性质。而这些骨结构的不同又与颌骨所支持的牙的功能活动有关，由此造成了其力学性质的差异以及解剖上的增强或薄弱环节。

人体下颌骨及牙槽骨的皮质骨各个方向的力学性质存在明显差异，近远中向的弹性模量和泊松比大于殆龈向，力学性质表现出较明显的各向异性和非均匀性，并且是长轴方向和周围方向变化的，弹性系数是方向的函数（表 4-3，4-4）。下颌骨及牙槽骨皮质骨这种力学性质的方向性差异与其组织结构及生理功能有关。

表 4-3　人体牙槽骨皮质骨的拉伸力学性质测试结果（$\bar{x}\pm SD$）

		唇颊面		舌面		45°方向
		殆龈向	近远中向	殆龈向	近远中向	
新鲜骨	E (Gpa)	11.65±0.85	16.88±1.85	11.77±1.29	18.36±1.88	14.23±1.27
	υ	0.20±0.02	0.28±0.05	0.19±0.03	0.31±0.05	0.26±0.05
	ρ (g/cm^3)	1.93±0.08	1.90±0.07	1.95±0.05	1.96±0.04	1.93±0.07
防腐骨	E (Gpa)	13.01±0.61	16.18±1.29	13.02±0.47	15.91±1.28	13.26±0.95
	υ	0.22±0.04	0.28±0.05	0.24±0.04	0.27±0.04	0.26±0.05
	ρ (g/cm^3)	1.99±0.03	2.05±0.03	1.97±0.06	1.97±0.04	1.97±0.05
干燥骨	E (Gpa)	13.56±0.98	18.20±1.29	14.38±0.98	20.07±1.43	16.95±1.16
	υ	0.24±0.03	0.30±0.03	0.22±0.02	0.31±0.03	0.26±0.02
	ρ (g/cm^3)	1.84±0.03	1.81±0.03	1.88±0.03	1.86±0.04	1.85±0.05

表 4-4　人体下颌骨皮质骨的弹性模量（Gpa）和泊松比

	E_L	E_T	$E_{45°}$	G_{LT}	υ_{LT}	υ_{TL}	$\upsilon_{45°}$	υ_{Tn}
试件取向	0°	90°	45°		0°	90°	45°	径向
新鲜骨	18.82	12.78	14.34	5.54	0.30	0.21	0.29	0.37
防腐骨	17.12	12.84	13.23	5.05	0.28	0.21	0.31	0.36
干燥骨	19.27	14.27	15.77	6.07	0.31	0.23	0.30	0.38

第三节　下颌骨和牙槽骨的各向异性性质

一、下颌骨的各向异性性质

人体下颌骨在力学性能方面表现为各向异性，并且沿着其长轴方向和周围方向变化。骨的本构方程可用线弹性各向异性体的本构关系表述：

$$\sigma_i = C_{ij}\varepsilon_j,$$
$$\varepsilon_i = S_{ij}\sigma_j. \qquad (1)$$

式中，$\{\sigma_i\}$、$\{\varepsilon_i\}$ 为应力、应变列阵；$[C]$、$[S]$ 为刚度矩阵、柔度矩阵。C_{ij} (i，j=1，2，…，6）是一类表征弹性体弹性特性的系数，称为刚度系数；S_{ij}（i，j=1，2，…，6）是另一类表征弹性体弹性特性的系数，称为柔度系数。考虑下颌骨皮质骨是正交各向异性的弹性体，可用 9 个独立的弹性常数描述其力学性质（三个弹性模量：E_1、E_2 和 E_3，六个泊松比：υ_{21}，υ_{31}，υ_{32}，υ_{12}，υ_{13}及 υ_{23}）。研究表明，皮质骨的组织结构可进一步简化，即将其看作横观各向同性体。由于 $E_1=E_2$，$\upsilon_{21}=\upsilon_{12}$，$\upsilon_{31}=\upsilon_{32}$，$\upsilon_{23}=\upsilon_{13}$，独立的弹性常数减少为 5 个：$E_3$，$E_1$，$\upsilon_{31}$，$\upsilon_{23}$及 υ_{21}。

下颌骨皮质骨是一种各向异性的复合生物材料，其力学性能在各个方向表现不同，性能是方向的函数。弹性常数随方向角呈一定规律性变化。新鲜下颌骨皮质骨的各向异性常数 e 值为 1.21，高于各向同性材料。可用复合材料力学方法，将其作为横观各向同性或正交各向异性材料来研究（表 4-5，4-6，4-7）。

表 4-5 人体下颌骨皮质骨的工程常数

作者	骨类型	测量方法	假定对称	E_1(GPa)	E_2(GPa)	E_3(GPa)	G_{12}(GPa)	G_{13}(GPa)	G_{23}(GPa)	υ_{12}	υ_{13}	υ_{23}	υ_{21}	υ_{31}	υ_{32}
Ashman	新鲜	超声波	正交各向异性	10.8	13.3	19.4	3.81	4.12	4.63	0.309	0.249	0.224	0.381	0.445	0.328
陈新民等	新鲜	力学试验	横观各向同性	12.78	12.78	18.82	4.67	5.56	5.56	0.369	0.205	0.205	0.369	0.302	0.302
陈新民等	防腐	同上	同上	12.84	12.84	17.12	4.72	5.03	5.03	0.360	0.210	0.210	0.360	0.280	0.280
陈新民等	干燥	同上	同上	14.27	14.27	19.27	5.17	6.10	6.10	0.380	0.231	0.231	0.380	0.312	0.312

注：第一方向为径向，第二方向为周向（切向），第三方向为轴向

表 4-6 人体下颌骨的刚度系数（GPa）

作者	骨类型	C_{11}	C_{22}	C_{33}	C_{44}	C_{55}	C_{66}	C_{12}	C_{13}	C_{23}
Ashman	新鲜	15.90	18.80	27.10	4.63	4.12	3.81	8.33	9.79	9.79
陈新民等	新鲜	17.26	17.26	23.42	5.56	5.56	4.67	7.93	7.61	7.61
陈新民等	防腐	17.01	17.01	20.98	5.03	5.03	4.72	7.57	6.88	6.88
陈新民等	干燥	20.16	20.16	25.11	6.10	6.10	5.17	9.82	9.36	9.36

表 4-7 人体下颌骨的柔度系数（TPa）

作者	骨类型	S_{11}	S_{22}	S_{33}	S_{44}	S_{55}	S_{66}	S_{12}	S_{13}	S_{23}
Ashman	新鲜	92.59	75.19	51.55	215.98	242.72	262.47	−28.61	−22.94	−16.84
陈新民等	新鲜	78.27	78.27	53.13	179.73	179.73	214.27	−28.88	−16.04	−16.04
陈新民等	防腐	77.88	77.88	58.41	198.69	198.69	211.82	−28.04	−16.35	−16.35
陈新民等	干燥	70.08	70.08	51.88	164.07	164.07	193.42	−26.63	−16.19	−16.19

下颌骨皮质骨是一种多相的复合生物材料，主要由羟基磷灰石和胶原纤维组成。羟基磷灰石的轴向弹性模量为165Gpa，胶原纤维为1Gpa，下颌皮质骨为18.8Gpa，界于二者之间，但其力学性能比二者都好，既能避免硬材料的脆性破坏，又能避免软组织的过早屈服。用复合材料力学的一般方法对二者简单的体积浓度的线性叠加为基础的复合计算并未达到预报力学性能的目的。针对这个问题，不少学者提出利用各种模型来解释。可见，研究骨的生物力学性能，必须寻求其力学性能的结构因素。

下颌骨的皮质骨是非均质复合生物材料。骨的各处有不同的力学性能，性能是位置的函数。但在实际研究中，确定的往往是某一结构层次的平均力学性能。

下颌骨皮质骨也是增强型的粘弹性复合生物材料，用式（1）作为其本构方程，似乎过于简单，所以有学者考虑到骨的线性粘弹性性能，认为骨的应力--应变关系可表达为：

$$\sigma_{ij}(t)=\int_{-\infty}^{t} C_{ijkl}(t-\tau,\ \varepsilon_{kl})\frac{d\varepsilon_{kl}}{d\tau}d\tau.$$

此式重视了与时间相关的粘弹性性能，却忽略了骨的复合材料特点。总之，骨的力学研究，要求用复合材料力学方法，同时应考虑其粘弹性和胶原纤维增强的特性。

二、牙槽骨的各向异性性质

在牙槽骨皮质骨的力学分析中，近远中向、殆龈向和颊舌向相当于轴向、横向和法线方向即弹性主方向。由于其皮质骨很薄，与法线方向有关的应力分量与其面内（轴向、横向坐标面）的应力分量相比很小，故忽略不计。将力学分析简化为广义平面应力问题来建立应力应变关系。牙槽骨皮质骨的工程常数见表4-8，牙槽骨的刚度和柔度系数见表4-9。

表4-8　牙槽骨皮质骨的工程常数测试结果

	新鲜骨	防腐骨	干燥骨
E_L (Gpa)	17.620	16.051	19.133
E_T (Gpa)	11.726	13.012	13.972
ν_{LT}	0.295	0.279	0.305
ν_{TL}	0.196	0.225	0.227
G_{LT} (Gpa)	5.648	5.267	6.676

表4-9　牙槽骨皮质骨的刚度和柔度系数测试结果

	刚度系数				柔度系数			
	Q_{11}	Q_{12}	Q_{22}	Q_{66}	S_{11}	S_{12}	S_{22}	S_{66}
新鲜骨	18.701	3.668	12.446	5.648	56.754	-16.729	85.281	177.054
防腐骨	17.126	3.863	13.884	5.267	62.301	-17.337	76.852	189.861
干燥骨	20.556	4.662	15.011	6.676	52.266	-16.094	71.572	149.790

人体牙槽骨皮质骨的力学性质与下颌骨皮质骨相同，各个方向存在明显差异。

第四节　下颌骨的强度及断裂

一、下颌骨的强度

强度是骨的重要力学性能之一，指负荷未达到骨折时骨内所承受的最大应力，表现为抗拉、抗压、抗弯、扭转、剪切及联合载荷的强度。影响骨的强度的因素很多，如测试形式、试

件形式、组织学特征、应变率、骨的方向、年龄、试件的贮存加工等。一般说，①骨的强度是非均匀的，不同骨骼及其不同部位的强度是不同的；②骨的强度是各向异性的，随加载方向与骨长轴之间的夹角变化而变化，以骨轴向强度为最大，横向强度最低；③骨的强度随各人的年龄增大而减小；④骨的强度因骨的结构不同而不异，如松质骨与皮质骨、哈弗氏骨与板层骨都存在明显的差异。例如，在哈弗氏系数的数目与拉伸强度之间有一个相反的关系，产生这个结果的原因，是具有较大的中心管道及较低的钙化程度的次生骨单位所引起的减少骨质量的综合作用。

盐田重利对比测量了新鲜人体下颌骨与股骨的弯曲强度，前者为 180.4Mpa，后者为 184.6Mpa。陈新民等测试了新鲜人体下颌骨各个方向的拉压强度，压缩强度轴向为 112Mpa，横向为 88Mpa；拉伸强度轴向为 80Mpa，横向为 45Mpa。

人体下颌骨的强度可以用 T sai-Wu 强度理论进行分析，从纤维复合材料的观点来看，基体材料是较脆弱的。在压缩情况下，断裂平面的方向一般与载荷成 60°的角，为斜形骨折，类似 Rosen 对单向纤维复合材料描述过的一种剪切压缩破坏类型。骨的扭转破坏，亦是沿着骨结合线的剪切破坏。在骨试件轴向拉伸破坏中，破坏面垂直于轴向载荷的平面上，其实是骨单元脱钩，表现为横向骨折。总之，板层间的区域或骨结合线是骨中力学上主要的脆弱处。

二、下颌骨的断裂

骨是多孔结构，属于裂纹体，其断裂力学性呈各向异性。对骨的研究，应考虑到骨原有的裂缝和缺陷。裂纹或缺陷的存在，促使了骨材料在外力作用下可能发生断裂。缺陷及骨显微组织的空洞增加了对裂纹的敏感度。所以骨的密度和显微组织明显影响了骨的断裂力学性质。Twright 的骨断裂实验证明，密度增加 5%，能使断裂韧性增加 30%；骨密度减少，则使骨的寿命降低。

不少学者通过测量骨裂纹扩展所需要的能量，研究骨中裂纹的扩展。低应变率产生低裂纹扩展速度；较高的应变率可得到较高的裂纹扩展速度。断裂应力 σ_f 与裂纹长度 C 之间存在一定的关系（图 4-4）。按照断裂力学的观点，临界应变能释放率等于裂纹扩展单位长度的能量，表示引起裂纹扩展所需的力依赖存在于骨中应力引起的能量。

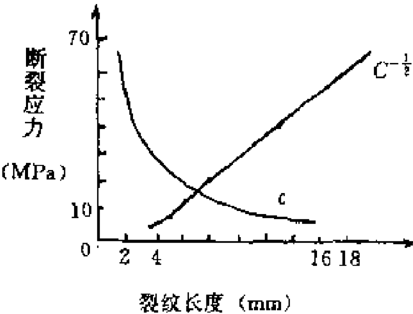


图 4-4　应力与裂纹长度关系曲线

（陈新民）

参 考 文 献

1. Ashman R B, et al. A Continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical. bone. J Biomech 1984, 17: 549.
2. 陈新民，赵云凤．人体下颌骨的弹性．生物医学工程学杂志，1990，7（4）：293.
3. 陈新民，赵云凤．不同状态人体牙槽骨的弹性性质．口腔材料器械杂志，1993，2（1）：6.
4. 陈新民，赵云凤．人牙周韧带生物力学的体外研究．上海口腔医学，1994，3（1）：30.

第五章　殆与颞下颌关节的生物力学

第一节　颞下颌关节负重的生物力学分析

一、颞下颌关节是负重关节

在功能运动中，颞下颌关节是否承受负荷，一直有争议。解剖、临床和生物力学研究结果证实，颞下颌关节是负重关节。

（一）解剖和临床依据　临床上常见，颞下颌关节软、硬组织的积极改建，导致髁状突典型的形态改变。动物实验结果也证明，软组织改建主要是由于功能负荷的改变。McNamara 和 Carlson（1979）报告，使用金属殆垫（咬合板），使恒河猴下颌处于前伸位，会导致髁状突增殖层和软骨层的细胞呈典型的适应性变化。

组织改建和退行性病变常发生于下颌髁状突的前外侧面和关节结节的后侧外斜面，成人关节盘则周围变薄。这是由于颞下颌关节长期承受负荷的结果，因为在儿童中并无这种变化。这些资料支持如下假设，即在功能运动中髁状突反复发生位移产生向上向外侧的压力。临床上常见，由于前磨牙和磨牙的缺失引起髁状突向上的压力增加，使髁状突变平，结果导致关节退行性变。类似的机理也可以引起年轻患者髁状突形状改变和退行性变。

引起髁状突向外侧的压力有二种机理，一种是由于最大牙尖交错位（ICP）偏移的咬合接触点使下颌骨侧向移位而致髁状突外侧移位。ICP 偏移的咬合接触点常见于有关节改变的患者。另一种是咀嚼时工作侧的侧向运动，特别是错殆和磨牙症患者的侧向运动产生的过大负荷致髁状突外侧移位。Mongini（1984）对髁状突骨质改建方式和数量与牙磨耗和部分失牙引起牙弓变化的关系作了研究，结果支持颞下颌关节是负重关节，要承受来自牙弓的力。解剖学研究发现下颌骨牙槽窝底部周围松质骨排列成一定方向形成牙力轨道，通过下颌升枝达髁状突，说明髁状突是承力区。如果通过适当的治疗改善殆力的分布，则有利于颞下颌关节的良性改建和退行性变的恢复。

（二）生物力学的实验研究　有关颞下颌关节受力情况研究已在动物和实验模型上进行。最有意义的是 Hylander 和 Bays（1978，1979）的研究，他们在实验中，通过手术暴露颞下颌关节，把应变片埋在猴的髁状突的骨皮质上，手术恢复后，训练动物紧咬咬合力传感器和进食咀嚼。颞下颌关节区内的应变值表明关节承受负荷，且负荷值随不同咬合位置而变化。在咀嚼和咬传感器过程中，平衡侧关节承受更大的负荷。

Mongini 对在最大牙尖交错位和单侧咬合时髁状突的应变进行了研究，把应变片贴在干燥的下颌骨髁状突的后面，然后把下颌骨与复制的对颌牙弓和关节窝咬合，模拟升颌肌，分别在 ICP 和单侧咬橡皮垫时施加载荷，结果证明颞下颌关节承受负荷，而且平衡侧髁状突的应变值明显大于工作侧。该结果与 Hylander 和 Bays 的动物实验一致。

在研究下颌骨的应力分布方面，光弹法被广泛应用。Mongini 等（1984）使用 10 个牙列完整的下颌骨，并用电子数字化仪将髁状突的表面形状描绘成图，每个下颌骨涂上 1.5 毫米

厚的光弹性树脂，用黄铜复制对颌牙弓和关节窝并用支架支撑，在最大牙尖交错位与下颌咬合。模拟升颌肌施加载荷，通过偏振光检测下颌骨的受力状况，结果发现，下颌骨有典型的主应力分布方向，且与下颌骨X线片上骨小梁分布相似；下颌升枝应力分布与髁状突的大小和方向有关。下颌骨的三维光弹应力分析证实了下颌骨单侧或双侧受力时都有四个明显的应力轨迹，即①从下颌角经升枝后缘达髁状突；②从磨牙下区经体部斜向上达髁状突；③经牙槽嵴向上再经升枝前缘达喙突；④喙突与髁状突之间的乙状切迹，但单侧受力时工作侧的应力增加。尽管牙周韧带和肌肉能吸收部分应力，但毫无疑问，髁状突是下颌骨应力轨迹的终点。髁状突颈部的应力集中且方向单一，这是由于髁状突颈部较厚的皮质骨是其力学基础。椭圆形髁状突有助于降低髁状突内部应力强度和消散应力集中。

二、不同殆型髁状突的受力方式

德国解剖学家 Wolff 早在 1884 年就提出骨变换定律的概念，强调松质骨的结构模型服从数学定律，并指出人股骨近端松质骨的构造与 Culmann 式起重机受载荷时的主应力轨迹结构相同。后来的研究者们进一步明确 Wolff 定律的内容为，骨的形状和功能或仅仅功能的变化，都将引起其内部结构和外部形态的变化，这些变化按照数学定律进行。从力学角度看，股骨近端松质骨的排列与主应力方向平行，骨小梁的厚度和分布随所受应力的大小而变化，松质骨的密度与所受剪切应力大小有关，松质骨的排列方式是以最小材料产生最大强度的结构。骨是一种由不同固体及液体组成的复合材料，固体相主要由羟基磷灰石或类似的结晶体组成。从组织学角度看，有两种骨组织即密质骨和松质骨，致密的密质骨比重约为 2，由短柱状骨小梁组成的松质骨形成类似海绵状结构。

在生长发育过程中，肌肉收缩产生的力作用于相关的骨和关节，决定了骨和关节的内部结构和外部形态。由于骨小梁是松质骨的抗力结构，其空间分布和密度大小与所承受的力的方向和大小有一定关系，因此，分析骨和关节的骨小梁排列方式可以间接推断它们所承受的负荷。一般来说，决定骨小梁形态特征有三条基本的生物力学原则，即，①不承受负荷的骨几乎没有明显的骨小梁分布；②承受功能负荷的骨的骨小梁排列方向与其承受的压力主矢量方向平行；③骨小梁的数量与大小和所承受的压力大小成比例。

通过下颌髁状突X线的研究发现，不同咬合关系的髁状突骨小梁的分布和排列不同。从力学角度看，骨小梁排列方式反应了其承受负荷的方式，因此，下颌髁状突存在的骨小梁结构表明颞下颌关节在功能运动中要承受负荷，另一方面，不同咬合关系的颞下颌关节承受负荷的方式不同，髁状突的负重方式影响着骨小梁大小、数量、排列及结构特点。

安氏Ⅰ类、Ⅱ类开殆和Ⅱ类深覆殆者的牙、殆、面形态结构明显不同，咀嚼肌的功能、解剖和组织化学的特点也各异，因此，它们对颞下颌关节的形态结构也有不同的影响。对安氏Ⅰ类正常者的X线研究发现，从矢状面看，骨小梁从髁状突前斜面向后下方排列，但在颈部稍不明显，且与髁状突颈长轴平行；从冠状面看，骨小梁垂直向排列，即方向与髁状突关节面垂直，在髁状突中分的骨小梁较致密，髁状突颈部的骨小梁也与长轴平行。骨小梁的这种排列方式说明了髁状突所承受的负荷方向是由前上至后下，即力的矢量方向与关节结节后斜面和髁状突前斜面垂直，从冠状面看，受力方向也与髁状突前斜面垂直。从髁状突前斜面至后下方的骨小梁最致密，也证明了在咀嚼功能中，该区是承受压力的主要部位。事实上，在咀嚼功能中，髁状突沿着关节结节后斜面运动，平衡侧髁状突沿着关节结节后斜面向下向内向前运动，而工作侧向外向后运动。平衡侧髁状突关节面承受了几乎 80% 的关节反作用力。在

切割功能时，髁状突先沿关节结节后斜面向前向下运动，然后髁状突与关节结节的嵴相对时行使切割作用，此时，髁状突承受了最大的压力负荷。由此可见，髁状突滑动而无转动时，其受力方向与前斜面垂直。咀嚼功能中，髁状突一般在这两个边缘位之间，即位于关节结节后斜面，承受咀嚼压力。

Ⅱ类开殆患者的下颌髁头和髁颈的骨小梁不如Ⅱ类明显，且没有明确的方向性，骨小梁分布较稀疏。动物实验也发现，这种骨小梁排列方式存在于轴向不承受压力的股骨。说明Ⅱ类开殆患者的颞下颌关节功能不同于Ⅰ类者，且在咀嚼中承受较小的压力。临床和实验研究也证实，在咀嚼功能中，Ⅱ类患者的髁状突相对位于关节窝的后位，患者并无切割功能，因此髁状突承受的负荷就明显减小。临床上常见，年轻的Ⅱ类开殆患者的后牙牙尖都出现严重磨损而成年患者的切牙却无磨损，说明Ⅱ类开殆很少做切向滑行运动。Ⅱ类开殆患者咀嚼肌的解剖、功能也发生变化，其咬合力明显小于正常者，因而颞下颌关节承受的负荷亦相应减少。Ⅱ类患者下颌功能情况与Ⅱ类开殆者相似，也无切向滑动，髁状突骨小梁排列方式很相似。

Ⅱ类深覆殆患者的侧位X线片显示，髁状突有两个主骨小梁群分布，即从髁状突前斜面向后向下、从髁状突中分垂直向下排列。从前后位X线片看，有三群致密的骨小梁排列，即从髁状突的内、外侧和中分垂直向下。髁颈致密的骨小梁也与其长轴平行，这种骨小梁结构特点表明Ⅱ类深覆殆患者承受的咀嚼压力比Ⅰ类者更大，方向更垂直于关节表面(图5-1)。临床上可见，内倾型Ⅱ类深覆殆者的切牙磨损往往较磨牙大，深覆殆患者咀嚼肌解剖和功能的变化也使得在咀嚼时比正常者产生更大的咬合力，因此，颞下颌关节承受负荷也就更大。实验研究证明，Ⅱ类深覆殆者咀嚼肌的电活动增加，咬合力增大。

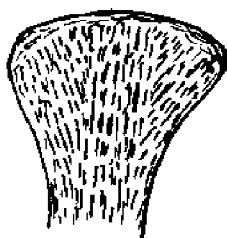


图5-1　安氏Ⅱ类深覆殆下颌髁状突骨小梁排列示意(冠状面观)

临床实践中，对颞下颌关节的病理诊断有赖于对“正常”状态较为全面的理解，因此，对不同牙殆颌面形态患者的颞下颌关节正常形态和功能必须给予严格明确的定义。

三、颞下颌关节对应力的适应性

不同的咬合关系、后牙磨耗、后牙缺失及年龄等都可影响下颌的功能负荷状况，进而影响关节的受力。关节内不同的应力状况可引起关节软硬组织的不同改建、形态改变(deviation in form，DIF)，甚至关节退行性变。

(一)颞下颌关节软硬组织对应力的反应　关节发育成熟后，颞下颌关节由于要承受不同的功能负荷，因而其软硬组织终生都会发生改变，称为改建。颞下颌关节软硬组织的改建活动可分为进行性、退行性和周缘性三种。

在不同应力作用下，关节骨组织会产生适应性变化，由破骨细胞吸收骨组织，继之以同心板状骨沉积，以继发性骨单位替换原始骨，出现骨性结构的改建。改建的结果可使骨的内

部结构或外部形态发生变化。轻微的周期性力的作用能引起关节盘和关节表面的进行性改建以更好地适应功能的变化，如负重过大或反复单向力的作用，则改建停止，代之以退行性破坏，引起局部组织破坏，导致关节退行性变。

沉积和吸收的过程就是骨的改建过程，即从生长发育停止至死亡，骨改建保持着动力状态。老年尸检发现，进行性改建常出现在关节结节内侧分和髁状突前斜面，面退行性改建则多见于关节结节的外侧分和髁状突的后斜面。对下颌骨不同的牵引力或下颌移位等都能引起关节的骨改建。颞下颌关节的骨改建可见于任何年龄，Mongini（1984）研究发现下颌髁状突骨改建指数在 18～25 岁时急剧上升，以后相对稳定（图 5-2）。改建的结果常使髁状突变平，骨小梁排列垂直于改建活跃区域的关节表面（图 5-3）。

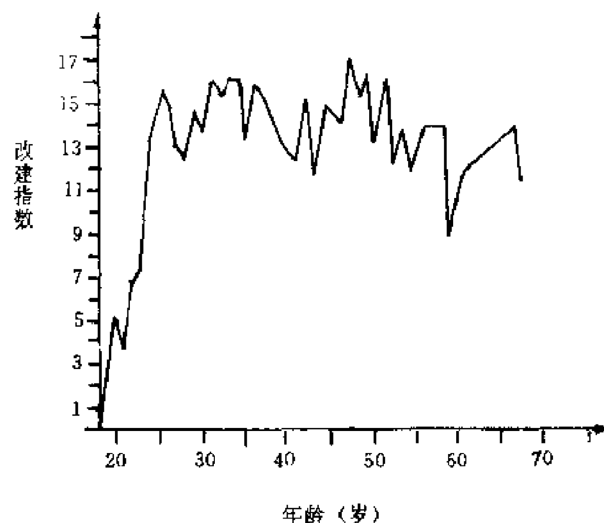


图 5-2 髁状突改建指数（R I）与年龄的关系

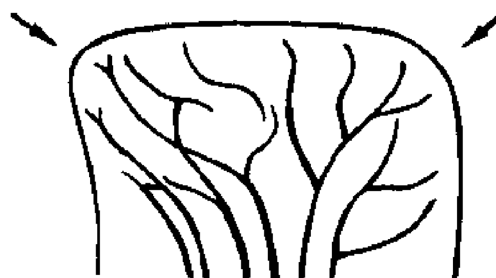


图 5-3 下颌髁状突骨小梁排列垂直于改建活跃区关节表面

髁状突和关节窝的骨组织表面由软组织覆盖，软组织在髁状突的前分和前上分、关节结节的后斜面和下方较厚。肉眼观，正常关节表面光滑，但在扫描电镜下，则呈浅凹陷或小窝，且多见于髁状突前上表面的中分。关节软骨组织的改建首先是由于关节作用力的刺激，增殖层细胞呈增殖反应，分化形成软骨。局部软组织厚度的变化，可引起尸体标本肉眼可见的形态变化。关节表面的微小变化，可不涉及下面的骨组织，如发生退行性改建，软组织出现肉眼可见的凹陷或弹坑样改变，则下面的骨组织也有同样的凹陷，即出现了退行性变。

（二）颞下颌关节的形态改变和关节退行性变　关节的改建可引起关节表面形态的改变，称为 DIF，即指正常外形微圆的髁状突发生形态改变，例如髁状突变平或变大，软组织层增厚，

表面不平。DIF 持续进行和关节组织增殖能力降低可导致关节表面破坏，这个过程称为关节退行性变（degenerative joint disease，DJD）。关节退行性变是一种原发性非炎症性关节疾病，出现关节软组织的破坏，硬组织改建。骨关节炎和关节病是同义词。DIF 能引起关节运动紊乱和弹响，如果伴随持续性有害的负荷作用，可逐渐导致关节退行性变，出现摩擦音。

DIF 主要发生在关节外侧，关节盘由于被动适应功能运动和负荷的变化，外侧也变薄。由于髁状突出现 DIF，在功能运动时，可导致关节盘的薄弱部分穿孔，最终使关节窝表面损害。磨牙缺失、后牙过度磨耗等能引起颞下颌关节负重改变的因素均可使髁状突发生 DIF。关节内应力分布不均匀或应力过分集中是关节退行性变的主要因素。尸检研究发现，颞下颌关节的退行性变与明显的牙列磨耗和牙列缺失有关。当来自牙弓的功能应力超过关节改建的适应能力时，则可发展成退行性关节病。DJD 多发生于关节窝和关节盘而髁状突相对较少，这是由于髁状突的增殖细胞比关节窝多，增殖层细胞对关节是一种保护因素，因而髁状突对应力的适应能力较强。

第二节　颞下颌关节韧带和后附着的生物力学

一、韧带的组成、结构和力学性能

韧带是由坚韧的结缔组织构成的纤维束，属于关节的辅助结构，是骨-韧带-骨复合体的主要组成部分。韧带（包括关节囊）的功能是稳定关节和限制关节的运动范围，其力学性能与组成、形态结构等有关。

（一）韧带的主要化学成分　人和许多动物如兔、狗、猴、鼠等的韧带的结构和化学成分相似，因此，有关人类韧带的知识可以通过对这些动物的研究获得。

韧带是由细胞（成纤维细胞和纤维细胞）、纤维（主要是胶原纤维和弹力纤维）以及基质组成，其特点是纤维成分多，细胞基质少。水占 70%，固体占 30%。

韧带纤维细胞合成胶原分子分泌至细胞外形成胶原，胶原分子聚集组成原胶原，原胶原进一步聚集形成胶原纤维，纤维组成束胶原是韧带的主要有机成分，占干重的 75～90%，韧带的胶原 90%以上属于 I 型胶原。I 型胶原的生物学意义在于能够形成粗大的纤维束，直径一般达 80nm 以上，排列紧密，有一定方向性，纤维间借少量基质相连接。

弹性蛋白在韧带中含量较少，是弹力纤维的主要蛋白质。与胶原纤维不同，由弹性蛋白构成的弹性纤维不形成粗大的纤维束，而呈弯曲的单条状纤维，外形不规则，直径在 1～10nm 之间。

蛋白多糖（proteoglycan，PG）是基质的主要成分，是由蛋白质和氨基多糖（glycosaminoglycans，GAG）结合的一类糖蛋白。韧带内主要的氨基多糖是硫酸肤质素及少量的硫酸软骨素、透明质酸和硫酸角质素。蛋白多糖含有大量的 GAG 分子，具有高度亲水性，吸附大量水和阳离子形成凝胶样结构。蛋白多糖对组织的强度影响很小，但对变形过程有一定影响。

（二）韧带的组织结构特点　大部分韧带主要由胶原纤维组成，粗大束状的纤维呈波浪状排列，近似平行，与所承受载荷的方向一致。韧带的骨止端表现出异质性，可分为四个逐渐变化的区域：①韧带末端；②胶原纤维与纤维软骨交织；③纤维软骨渐变为钙化纤维软骨；④钙化纤维软骨同皮质骨结合，有的胶原纤维直接进入骨组织。

少数韧带则主要由弹力纤维组成，如脊柱中项韧带和黄韧带是由 60～70%的弹力纤维组

成，并且几乎完全呈现出弹性特征。

(三)韧带的应力一应变关系　高胶原低弹力纤维的韧带在拉伸下典型的应力一应变曲线如图 5-4 所示。一般把典型曲线看成由三部分组成，即当应变较小时，曲线呈“坡脚”形状（“坡脚区”），表明组织的拉伸刚度很小，波浪状的纤维被拉直；当应变增大时，与力的作用方向一致的纤维被拉直，组织的刚性迅速增加，胶原纤维的微破坏开始发生，应力一应变呈线性关系；第三段曲线表明韧带的拉伸刚度急剧减小直至试件破坏。如果仔细考察应力一应变曲线，可分为五个区域，即最初应变增加时，应变变化很小，表明应力在组织内消散（0～1 区)，随后在应力作用下纤维被拉直（1～2 区)，线性区域（2～3 区）表示被拉长了的纤维承受了生理负荷，非线性区域（3～4 区）纤维出现屈服，发生破坏，4～5 区表示纤维完全断裂破坏。纤维被破坏机理主要为胶原纤维的拉伸破坏和纤维之间的剪切破坏。

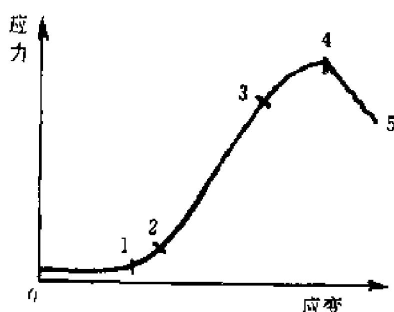


图 5-4　韧带的应力一应变曲线关系

根据应力一应变曲线，常以极限拉伸强度（破坏应力)、破坏应变、弹性刚度（直线段的斜率 $tg\alpha$)、破坏能量（整个曲线与应变轴之间的面积）来表示韧带的力学性质。一般认为，韧带的生理应变范围在 3～4%，相当于曲线的第一段范围（0～2 区)，当所施加的应变小于生理应变范围时，受载荷作用后试件的变形可完全恢复。由于肌肉强直收缩时产生的最大应力小于韧带的极限强度，故韧带的强度有一定的安全储备。

(四)韧带对应力水平的反应　活体韧带组织对应力变化的反应不如活体骨组织，较为迟钝。在不同应力水平的刺激下，韧带的力学参数仍然会发生某些变化。

一般采用二种方法研究韧带对应力水平的反应，即减小韧带所承受的应力，最常用的方法为关节制动，或增加关节的活动量以增强承受的应力，如把动物放在特制的跑台上进行体力训练等。

关节长期被制动后，韧带的拉伸强度和拉伸刚度等力学性质变小，而恢复正常活动后，力学性质也随之恢复。例如用夹板固定兔膝关节 9 周后，实验侧关节侧副韧带的极限载荷（拉伸强度）只有对照组的 1/3，弹性刚度和破坏能量明显小于对照组，破坏应变也较小。去除制动恢复正常活动 9 周后，在生理应变范围内（5%)，韧带的力学性质几乎完全恢复，极限载荷大部分恢复。

剧烈运动会使韧带的机械应力增加，韧带肥大。例如经过 6 周的强化训练，狗膝关节内侧副韧带的拉伸强度和拉伸刚度比对照组增加，且韧带中的胶原纤维束直径也较大。

骨-韧带-骨复合体对应力水平的反应与韧带略不同。如免膝关节制动 9 周后，骨-侧韧带-骨复合体的极限载荷、拉伸刚度、破坏能量都明显小于对照组，而恢复正常活动 9 周后，在

5%生理应变范围内，复合体的力学性质恢复很慢，实验组和对照组的最大载荷与能量吸收比分别为 0.76 和 0.62。当应变速度较高时，复合体的破坏多发生在韧带本身，而应变较小时，破坏多发生在韧带与骨连接处的撕裂，这是由于骨的强度对应变速度更为敏感。不同动物对应力水平的反应也有所不同。

二、颞下颌韧带的组成、结构及力学性能

颞下颌韧带是限制颞下颌关节过度向后、向下运动和加强关节稳定的主要韧带，但要真正认识其功能以及在颞下颌关节损伤中的作用，则尚需分析其结构与力学性能的关系。

（一）颞下颌韧带的组成和结构特点　颞下颌韧带为关节囊外侧壁增厚的纤维层，如果把左右关节看成是一个功能关节，则这个功能关节仍和人体的其它杵臼关节一样，在关节的两侧有一对侧副韧带，称为颞下颌韧带。一般把颞下颌韧带分为两层，部分纤维与关节囊融合。浅层较宽、呈扇形，起于关节结节的外表面，在起始处常有一骨嵴，纤维向下向后集中止于髁状突颈部的外侧和后缘；深层较窄，起于关节结节嵴，水平向后止于髁状突外侧、部分纤维继续向后止于关节的后份，深层紧贴关节囊外侧壁。

颞下颌韧带主要由胶原纤维组成，弹力纤维、基质和成纤维细胞的含量很少。胶原纤维粗大致密，呈波浪状平行排列，在髁状突止端存在着纤维逐渐钙化的现象，有纤维化生骨形成。新鲜的韧带主要由水和固体基质构成，如狗颞下颌韧带含水量达 70%，固体基质中有 75% 为胶原。

（二）颞下颌韧带和关节囊的拉伸力学性能

对狗单独的颞下颌韧带和关节囊的拉伸实验表明，颞下颌韧带的破坏应力、破坏能量和弹性模量都明显大于关节囊（$P<0.05$），破坏应变的差别无统计学意义（$P>0.05$），达 45～50%（表 5-1）。

表 5-1　颞下颌韧带和关节囊的物质参数*

	韧　带	关节囊
破坏应力（MPa）	7.936±2.579	1.685±0.793
破坏应变（‰）	44.45±12.30	50.85±9.04
破坏能量（J）	9.758±4.391	2.778±1.433
弹性模量（MPa）	17.380±2.680	4.231±0.129

*引自黄钦的资料

由于颞下颌韧带粗大的胶原纤维与受载方向一致，故能承受较大的拉伸负荷。因此，可认为颞下颌韧带是承受作用于关节外侧的外来拉伸负荷的主要结构。

不同应变速度对骨-韧带（囊）-骨复合体的应力-应变关系也有影响。与膝关节交叉韧带一样，在快速载荷下（80mm/min），骨-韧带（囊）-骨复合体的破坏主要为韧带和囊中分撕裂，而在低载荷速度下（0.8mm/min），破坏为骨附着端撕脱。在快速载荷下，骨-韧带-骨复合体的破坏应力和破坏能量均较低速载荷时大。这是因为在低载荷速度下，骨的刚度几乎与韧带相同，骨附着端较为薄弱，故低速载荷下拉伸损伤主要在骨附着端；随着载荷速度增加，骨的刚度和强度增加较韧带快，故快速载荷下，复合体能承受更大的载荷，破坏时需要更大的能量，韧带成了最薄弱部分，破坏损伤主要在韧带中份。

以上实验结果提示，颞下颌韧带的损伤有不同的机理，即长期的下颌付功能运动，如偏侧咀嚼和磨牙症，可使韧带长期承受超负荷运动，导致韧带骨止端的慢性损伤，引起疼痛症状；而急性的颞下颌关节创伤，如口腔治疗中的创伤和外力创击等，可引起韧带本身的撕裂而出现症状，诸如张口和咀嚼时受伤侧关节疼痛，张口偏向患侧等。

在相同载荷速度下，骨-韧带-骨的破坏应力、破坏能量和拉伸刚度均较骨-囊-骨复合体大。由于颞下颌韧带和关节囊的胶原纤维排列不同，前者粗大的胶原纤维基本与受载荷方向平行，而关节囊的胶原纤维排列不规则，说明颞下颌韧带能承受较大载荷，对关节起稳定作用，而关节囊能承受不同方向的低载荷以保证关节的灵活性。

颞下颌韧带和其它生物软组织一样，也有应力松弛、加载-卸载带后环和应变速度对应力-应变曲线影响等粘弹性性质，但颞下颌韧带的应力松弛程度较关节囊小（图 5-5）。

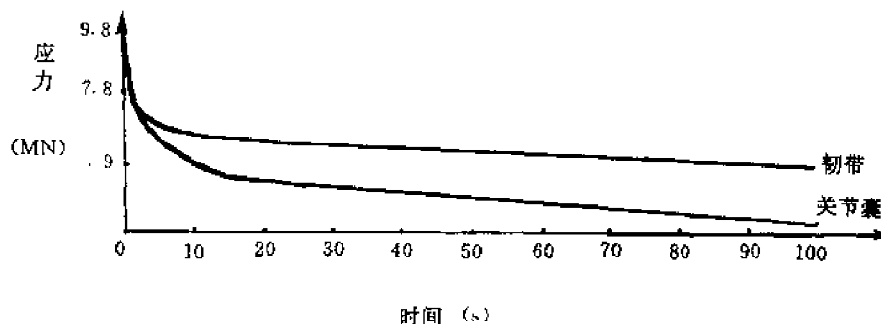


图 5-5　犬颞下颌韧带和关节囊在 11%的阶跃应变下的应力松弛曲线

韧带和关节囊对应变变化都十分敏感，随着应变增加，其弹性反应急剧增大，呈高度非线性，且韧带的瞬时弹性反应对应变的非线性程度比关节囊大。在同一阶跃应变下，颞下颌韧带的瞬时弹性反应较关节囊大（表 5-2）。生物软组织的瞬时弹性反应对应变的高度非线性在一定程度上反应了组织的低渗透性。

表 5-2　颞下颌韧带及关节囊的瞬时弹性反应（MPa）*

应变（%）	韧　带	关节囊
0.05	0.4999±0.125	0.245±0.010
0.08	1.478±0.739	0.497±0.308
0.11	4.599±1.916	1.605±0.591

* 引自黄钦的资料

三、颞下颌关节盘后附着的生物力学

对颞下颌关节盘后附着的描述曾用过许多名词，如“双板区”、“关节后垫”、“关节后脂肪垫”等，但是此组织并不是双板，也不像脂肪垫样行使功能。后附着（posterior attachment，PA）指与关节盘后带连接，向下向后延伸固定于颞骨的组织。后附着是描述性的中性名词，并没有给组织的功能下定论，目前对其解剖和功能认识还较肤浅时，用此名词较为合适。

正常的 PA 含有较细小疏松的胶原纤维、分散的弹性纤维、脂肪、动脉和大量的静脉窦、淋巴以及丰富的神经。

（一）后附着的解剖结构特点　在PA与关节盘后带的结合部，PA的纤维伸入后带形成连续的相互交织的纤维结构。PA的纤维从关节凹后突的前斜面和鳞鼓裂呈微波浪状向上向前行走进入关节盘后带，关节凹后突的外侧纤维起于软骨性外耳道。由于上述纤维连接后带和颞骨及软骨性耳道，因此称为后附着的颞部分（temporal part of the PA，TPA）。在开口位，TPA成为后带和颞骨之间的支抗结构，此时PA的中间充满扩张的静脉窦。

另一组纤维从髁状突后面向上向前进入后带，称为后附着的髁状突部分（condylar part of the PA，CPA）。但在最大牙尖交错位时，CPA纤维形成致密的薄层结构，紧贴髁状突后表面。少量静脉从CPA穿过供应其髁状突侧的滑膜。在与后带的后下嵴交结处，CPA纤维以扇形方式穿透进入后带。髁状突侧的CPA纤维几乎与其表面平行排列，其他（远离髁状突）的纤维向上向前进入后带。

在与后带交接处，TPA与CPA的纤维相互交织。后附着与后带结合部中分的胶原纤维排列特点为TPA纤维与扇形的CPA纤维交织进入后带。在外侧份，关节盘较薄处，这种特点不易见到，代之为TPA与CPA纤维平行排列进入后带。

在CPA与TPA之间的纤维称为PA中间部分（intermediate part of the PA，TPA），含有大量脂肪、神经、血管及静脉窦。在闭口位时，PA的这三种纤维被挤在一起，致使它们之间的差别及相关结构不易分清。当髁状突脱离关节凹时，这三组纤维之间的关系最清楚；当PA仅仅部分扩张时，IPA的附着部位最易见。

IPA纤维从关节凹后突、鼓骨和软骨性耳道向下与CPA纤维、髁状突颈骨膜和腮腺筋膜连接，有的IPA纤维穿透进入腮腺实质。但大张口时，PA明显被扩张，主要是IPA被膨胀。

PA的血管丰富，动脉来自颞浅动脉和上颌动脉，大部分动脉经IPA进入PA形成血管网。IPA的静脉直径大、壁薄，高度相互吻合，形成大量静脉窦充满PA。

PA含有分枝状弹性纤维，纤维直径变化明显，但TPA和IPA的弹性纤维较CPA大，PA的弹性纤维又比关节盘的明显大。TPA的弹性纤维前后走行分别达颞骨和关节盘附近，并变得细小，但纤维并没有穿透进入颞骨或骨性耳道，却进入关节盘。支持IPA静脉的结缔组织含有大量的弹性纤维，呈三维构筑，并进入静脉薄壁。CPA的弹性纤维较小，分枝亦小，且与胶原纤维平行排列。总之，PA各部都有弹性纤维，当PA扩张时，TPA弹性纤维向上变成弓形，在IPA上形成穹窿，IPA的弹性纤维进入静脉壁也伸入CPA。

（二）后附着的生物力学作用　普遍认为，双板区的上板（相当于TPA）含有丰富的弹性纤维，具有弹性，与翼外肌上头组成一对平衡装置，以维持关节盘在关节凹内的正常位置。张口运动中，翼外肌上头松弛，双板区弹力纤维起牵拉作用，使关节盘在向后旋转中随髁状突向前滑行；闭口运动中，翼外肌上头收缩，盘后区弹力纤维松弛，关节盘在向前旋中随髁状突向后上退回关节凹正常位置，不致于被卡于髁状突后方。另一观点认为，PA内弹性纤维的功能是当闭口时牵拉关节盘向后，以使盘复位。

从PA的生物力学实验，人们对PA功能的认识得到进一步加深。Chmura（1987）对恒河猴的PA组织进行了离体力学测试，即切除CPA和IPA，仅留下相当于人类TPA的组织。实验观察到在所实施的应变范围内，PA的弹性模量和极限拉伸强度与肌腱相似。该结果显示，至少TPA的性能和弹性韧带不一样（虽然这并不排除PA具有弹性性能）。虽然项韧带主要由弹力纤维组成，具有维持头部姿势的作用，但项韧带的结构与PA有很大不同。如牛的项韧带几乎全部由致密分枝状粗大的弹力纤维组成，相反，PA的弹力纤维直径小，并在含有丰

富脂肪血管的疏松胶原纤维基质中分散排列。因此，当PA受牵张时，并不能承受像项韧带那样大的弹性拉伸应力。若PA要牵拉受载的关节盘向后需具有纯弹力纤维或弹力韧带那样的应力—应变性能。

弹力韧带所能承受最大负荷的15～20%即可使该韧带伸长到其最大长度的90～95%。应用于PA，意味着用力咀嚼，关节要承受较大负荷，当回到闭口位时，PA的弹力纤维至少应有拉关节盘向后的收缩力，但PA的弹力系统并不是一种有效的拉关节盘向后的装置，因为弹力牵张力并不能随关节盘所承受的负荷来调节，此外，这种PA的弹力回缩机理也不能解释为什么IPA内的弹力纤维附着于静脉壁上。Osborn (1985) 对这种PA弹力纤维回缩关节盘的机理也曾提出质疑。

事实上，IPA内弹力纤维与静脉壁的密切关系表明了弹力系统与IPA的静脉血流有关。当开口时下颌髁状突脱离关节凹，TPA和CPA仍与关节的颞部和髁状突接触，但相互间的距离较在最大牙尖交错时更大，结果，PA的弹力纤维网状结构被扩张，通过它与IPA静脉的连接，使静脉腔扩大，允许血液流进；闭口时，髁状突退回关节凹，增加了对PA的压力，使静脉窦内血液流出，但血液的流出也可能籍于IPA内弹力纤维释放的弹性能量，压迫静脉窦，使之关闭。因此，IPA的弹力系统，就像活塞一样工作，使得在PA内的血液流进或流出更容易。Finlay (1964) 记录了在张闭口过程中PA的压力有正负压的变化，支持了这种假说。

PA的膨胀扩张除了静脉窦膨胀外，还与IPA的结缔组织小梁的扩张有关，因为在咀嚼周期的开口相，分隔静脉的结缔组织小梁变粗。MRI已证明被扩张的小梁内充满组织液。

四、颞下颌关节其它韧带的生物力学

除颞下颌韧带外，颞下颌关节的其它韧带也参与稳定关节，引导关节活动，防止过度活动等功能。关节囊韧带环绕封闭了颞下颌关节的滑膜腔，上附着于颞下颌关节面、下附着于髁状突颈部。其前外侧纤维较后份纤维粗大有力，即髁状突向后方运动更自由。关节盘的四周完全附着于关节囊韧带，关节盘外侧与囊韧带融合附着于髁状突颈部，因此仅允许关节盘在功能中前后移动。如果与关节盘外侧的附着损伤，则关节盘可被翼外肌上头拉向前或内侧。这是关节盘内紊乱的常见移位方向。

蝶下颌韧带呈狭窄束状，从蝶骨锥突向下向前附着于下颌小舌。虽然该韧带能协助限制下颌过度向前向外移位，但它的主要功能是通过稳定下颌小舌，避免下颌在升降时过大的侧移位和转动轴的移位变化，保护软组织（如下牙槽神经和动脉），避免损伤。但该韧带对有损伤性的运动仅起有限的保护作用。

茎突下颌韧带是由筋膜移行而来的薄带，上起于茎突，下止于下颌角后缘。可能起限制下颌前伸边缘运动的作用。如果茎突过度发育，则会影响大张口和侧向运动，因而引起严重疼痛。

第三节　颞下颌关节盘的生物力学

颞下颌关节盘的生物力学与其形态、组成和结构有关。颞下颌关节的运动包括铰链和滑行运动，由于关节盘参与了关节的滑动和转动，因此，关节盘与颞下颌关节的稳定关系密切。

一、关节盘的形态、组成和结构

关节盘介于颞下颌关节的骨性结构——关节凹和髁状突之间，就像帽子包绕盖在髁状突

上，完全分隔关节腔，较后的前带、后带在髁状突内外两极处汇聚，紧密地附着于内、外两极，中间带较薄。关节盘后区是双板区组织（关节盘的后附着），上层由弹力纤维和胶原纤维组成，从后带向上附着于鳞鼓裂，下层为致密的胶原纤维，附着于髁状突颈背部并与内外两极的附着相连接。

关节盘主要由水、胶原和蛋白多糖及少量的弹性纤维组成。如家犬的关节盘含62%的水、占干重57%的胶原和占干重1.4%的氨基多糖。蛋白多糖的分布主要集中于颞骨、髁状突关节面和关节盘的外侧份，说明颞下颌关节的外侧份是主要的功能承受区，而不是中份或内侧份。

组成关节盘的胶原纤维是Ⅰ型胶原，胶原原纤维连接致密，形成粗大的呈板层样的纤维束，细胞成分少。以前对Ⅰ型胶原纤维在关节盘内的排列有争议，最近的研究证实了关节盘的胶原纤维结构呈三维立体结构而不是人们以前认为的仅仅是前后走向。事实上，在高倍扫描电镜下观察，关节盘由三维网状结构的胶原纤维组成。在矢状方向，胶原纤维在中间带聚集成板层状波浪样致密结构；在前、后带，前后走行的纤维呈放射状排列，中间交叉排列着很多横向纤维。前、后带横向的胶原纤维组成了关节盘的环形胶原纤维环结构。关节盘还含有少量弹性纤维，在关节盘周围，弹力纤维与胶原纤维排列方向一致，而在内部深层，弹力纤维与胶原纤维斜行交叉。弹力纤维的存在使得关节盘的抗可逆性形变的范围增大。

二、关节盘的生物力学性能

对颞下颌关节盘力学性能的实验研究还较少见，作者对家犬颞下颌关节盘进行了拉伸力学实验，获得了实测数据，对分析关节盘的力学特性和生理功能很有意义。

（一）实验条件及方法　取健康成年家犬的颞下颌关节盘（要求关节表面光滑，无病损），在恒冷（－20℃）切片箱内，内外向分别切取关节盘前、中、后三带2mm等宽的样本（图5-6），然后分层切取厚度为200μm，长度为5.5～7.5mm的试件。采用软组织单向拉伸及应力松弛仪（Revere Co. USA，UMPI-005-A），以X-Y记录仪同步记录，实验中以林格氏液滴注试件，室温下进行。实验前经预调三次（图5-7），每次间隔8分钟，应变速度为每分钟试件原长的10%，将试件拉伸至4%的应变长度。然后分别以2%、3%、4%的阶跃应变施加于试件，保持100秒，记录时间－应变关系曲线，最后以每分钟20%的应变速度将试件拉伸至破坏，记录应力—应变关系曲线。

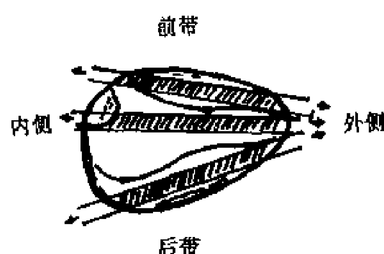


图5-6　犬颞下颌关节盘各带拉伸实验取材方向

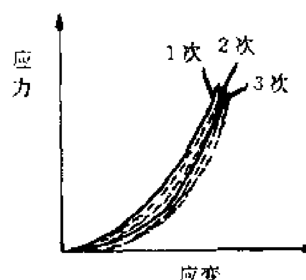


图5-7　关节盘试件经预调后（三次）的应力—应变接近稳定

（二）关节盘不同区域的应力—应变关系　关节盘受拉伸的典型应力—应变曲线可用指

数函数来描述，这类材料不像线性弹性材料可单用杨氏模量来表示。按冯元桢的方程 $\sigma = A(\exp \epsilon B - 1)$ 对实验曲线进行理论拟合，发现在10%的应变以内曲线拟合良好（图5-8）。

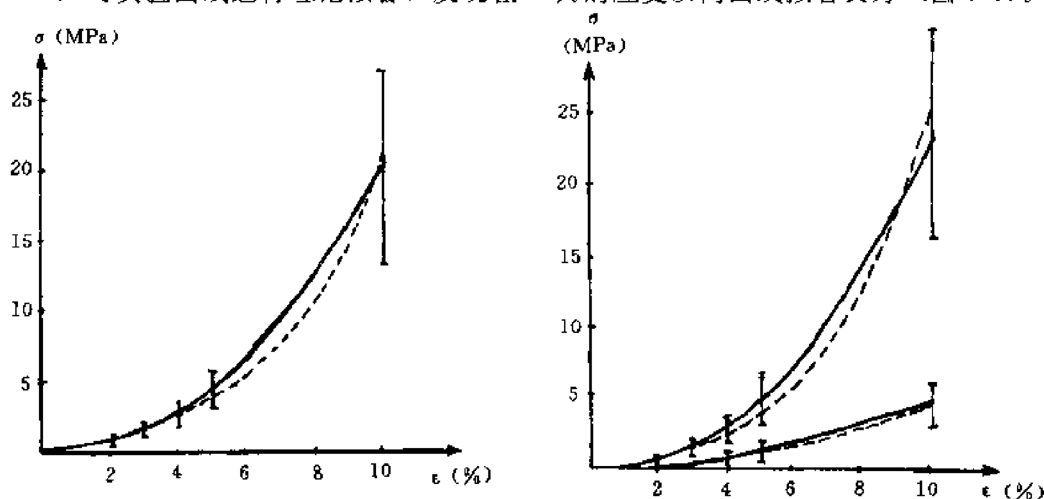


图5-8 关节盘拉伸应力—应变的实验曲线（实线）和理论曲线（虚线）比较

关节盘前、后带与中带的拉伸强度和破坏应力存在着明显差异（$P<0.01$），而前、后带之间差异却无显著性，关节盘各带的破坏应变差异亦无显著性（$P>0.05$）（表5-3）。因为关节盘前、后带有大量横向排列的胶原纤维，即试件受力方向与胶原纤维走向平行，而中带纤维多为前后向，即与受力方向垂直，故前、后带的抗拉伸能力较强。此实验结果也反证了关节盘前带确实存在着大量的横向胶原纤维，因为胶原纤维的排列方向是决定组织拉伸刚度和拉伸强度的主要因素。

表5-3 家犬颞下颌关节盘的拉伸力学物质参数

	前　带	中　带	后　带
拉伸刚度（MPa）	19.97±7.197	4.66±1.527	23.40±7.826
破坏应力（MPa）	46.73±17.16	14.70±5.85	69.66±30.83
破坏应变（%）	20.0±3.53	24.8±5.47	22.51±2.12

在图5-8中，曲线最初的低坡部分即4%的应变范围内，应力较小地随应变而变化，表明关节盘的拉伸应力—应变曲线也有“坡脚区”(toe region)。“坡脚区”或“二相区”(biphasic zone)代表了生物软组织功能活动时应力和应力变化的生理范围。此时应力的产生是由于组织间隙液通过多孔的有渗透性固体基质流出的结果。在此应变范围内，胶原纤维处于波浪状并未被拉直，是由组织的固体基质和间隙液的共同作用承受了应力和应变而不引起损伤。不同组织的粘弹性性能的主要差别在于可以接受的无损伤应变范围有很大不同，如皮肤为40%，而肌腱为2%。

随着应力的增加，胶原纤维被拉直，试件的强度几乎呈直线关系迅速增加，直至被破坏。关节盘的横向拉伸破坏应变为20～24%，明显较透明软骨的破坏应变（60～120%）小，但比肌腱等高胶原含量组织（6～8%）的大。

（三）关节盘的拉伸应力—时间关系　关节盘具有明显的粘弹性，但在2%、3%及4%的阶跃应变作用下应力松弛程度不高。图5-9为关节盘不同区域的试件在不同阶跃应变下的应

力松弛曲线。在不同阶跃应变作用下，关节盘的初始应力松弛（最初1秒）在8～14％（表5-4）．可见关节盘的应力松弛程度明显较透明软骨低。Mow等对应力松弛现象解释为当组织发生应变，大量液体流出试件产生应力，然后随着液体继续流出和重新分布，软骨内应力得以松弛并达到平衡。透明软骨在发生形变的最初时间内有相当大的应力松弛，生物软组织的应力松弛程度小，表明其组织渗透性低。关节盘的应力松弛程度低，可能与其组织结构有关，即关节盘的Ⅰ型胶原粗大致密成束状，中带呈板层状结构，氨基多糖含量低等。

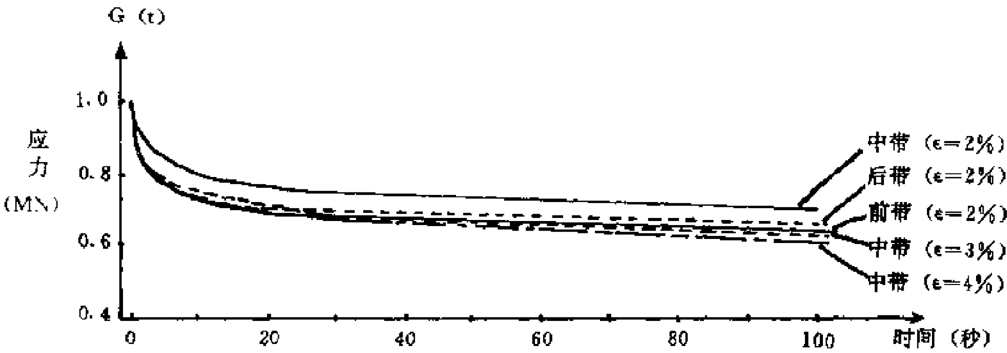


图5-9　关节盘各带在2％的阶跃应变作用下的应力松弛曲线和3％、4％时中带应力松弛曲线。G（t）为归一化应力松弛函数

表5-4　家犬关节盘不同区域的初始应力松弛（MPa）

应变	前带	中带	后带
2％	12.61±3.01	7.85±4.22	9.17±3.68
3％	12.78±3.45	10.79±2.27	12.20±3.62
4％	13.68±2.96	13.17±3.62	12.98±2.76

从实验结果还可以看出，关节盘前、中、后三带瞬时弹性反应（instataneous elastic response）对2％、3％、4％阶跃应变的变化呈非线性反应，即随着应变的增大，瞬时弹性反应增加较快，但中带不如前、后带明显（表5-5）。生物软组织在受阶跃应变作用的瞬时，主要由固体基质及其与组织间隙液相互作用来承受应力。因此，在一定程度上，组织的瞬时弹性反应及应变变化的非线性关系与其渗透性有关，即非线性关系与组织渗透性低有关，关节盘的这两个应力松弛特点，提示了关节盘是渗透性较低的组织，是关节盘在功能运动中既要承受负荷、协调关节运动，又要帮助关节润滑的力学基础。

表5-5　家犬关节盘不同区域的瞬时弹性反应和平衡模量（$E\infty$）（MPa）

应变	前带		中带		后带	
	弹性反应	E	弹性反应	E	弹性反应	E
2％	1.515±0.662		0.568±0.201		1.521±0.623	
3％	3.443±1.253		1.077±0.469		2.984±1.010	
4％	5.590±2.301	3.00	1.549±0.567	1.84	5.033±1.469	3.01

关节盘的另一力学特点是，在横向拉伸的应力－时间实验中，测得前、后带的平衡模量(equilibrium moduli)几乎相等，且均明显大于中带（表5-8)。在阶跃应变作用下，随着时间的推移，组织间隙液的流出逐渐减少，试件的蠕变程度也减小，直至接近平衡状态，此时试件所承受的应力即为平衡模量。可见在“平衡”时，主要由组织的固体基质承受应力。因此，拉伸应力－应变和平衡模量试验与关节盘的组织学和扫描电镜研究结果相互印证了关节盘胶原纤维的结构特点。

三、关节盘对颞下颌关节的稳定作用

通常，所有骨骼肌系统都有一些生物力学的限制性因素，以保护关节免受不同方式过分运动的损伤。一般认为，影响关节最大运动方向的因素有：①关节窝、髁状突和关节内结构如关节盘和半月板的协调性；②关节囊和韧带的方向和长度；③关节周围肌肉的长度和方向及作用力的大小；④其它的作用力和运动亦可影响关节的运动，如地心引力和惯性。前二个因素是维持关节稳定性的主要因素。对人尸体在无载荷条件下的研究发现，膝关节的稳定性主要依赖于韧带和关节囊的支持及半月板的存在，而在承受压力时，关节面的协调性对维持一个稳定的关节位就更显得重要。因此，每个关节的协调性为关节在功能活动范围内稳定地承受负荷提供了最大接触面积。骨结构高度不协调的关节则有关节盘和半月板以保证关节稳定和合理的负荷分布。

颞下颌关节的稳定指在生理情况下，关节各结构关系协调，无异常位移和异常或过度的关节活动。当然，由于颞下颌关节结构和功能的特异性，即双侧联动和咀嚼时关节受力与𬌗状态密切相关，因此，其稳定除与上述三个因素有关外，还与咬合关系有关。

临床上常见颞下颌关节在肌肉功能紊乱或𬌗因素干扰或关节骨结构发育不良时，易发生下颌移位、髁状突位置异常、下颌运动受限或张口偏斜或关节内结构紊乱等改变。事实上，这是关节整体结构关系发生了改变，出现了不稳定。关节盘的存在对维持骨结构很不协调的颞下颌关节的稳定有重要意义。

最近的组织学和扫描电镜观察证实了关节盘前、后带有大量的横向胶原纤维存在，这些纤维与中间带内外两极的前后向纤维共同组成了关节盘的环形胶原纤维环结构，纤维环以内外的盘-突韧带紧密地附着于髁状突的内外两极，组成了盘突复合体。通过关节盘前、中、后带横向拉伸的力学实验证实，关节盘前后带的拉伸强度和拉伸刚度最大，在功能中关节盘的环形胶原纤维能承受最大的环形张力。

肌电研究已表明，开口时翼外肌上头无活动而闭口位时活动明显。闭口位是关节的负重位之一，此时盘后附着松弛，关节盘负重。正常时关节盘在翼外肌上头收缩时为什么不会移位？因为关节的前后间隙呈楔形，关节负重时关节盘受压，向四周膨胀，似有脱位倾向，但此时受压的关节盘藉内外盘-突韧带的支抗作用，关节盘的胶原纤维环紧张，承受了环形张力，阻止了这种脱位倾向（图5-10)，同时关节盘的前后附着和关节囊韧带的限制性作用，亦使得关节稳定，以传递和分散负荷。如果纤维环的完整性受到破坏或支抗丧失，则环形张力作用消失，关节盘易发生移位，出现关节的不稳定。颞下颌关节的组织学研究表明，胎儿关节盘前、后带厚度增长速度明显大于中带，说明胎儿关节功能增强时需要增加其稳定性。颞下颌关节紊乱综合征的超微结构观察表明，关节盘的胶原纤维走向紊乱、变性、断裂，关节盘的组织缺损主要在后缘，关节盘后缘纤维的破坏导致环形张力减弱或消失，引起或加重了关节的不稳定。致病因素使内外盘-突韧带破坏也会引起盘移位及关节不稳定。

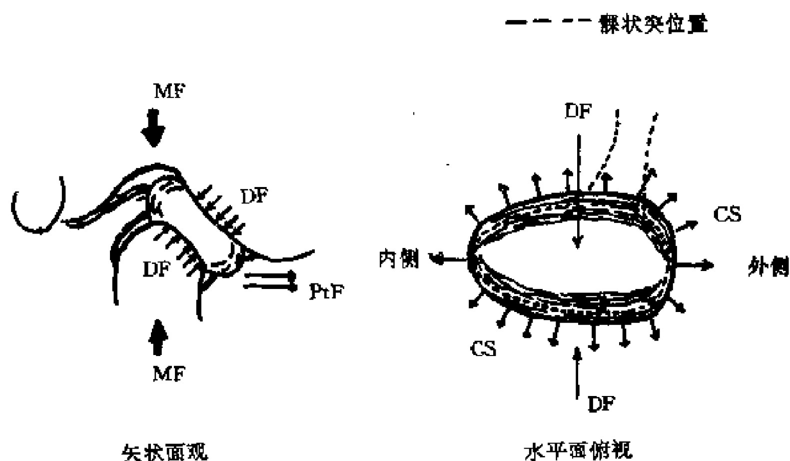


图 5-10 正常 TMJ 闭口位关节盘受力示意
MF：殆力；DF：关节盘受力；
ptF：翼外肌上头收缩力；
CS：环形张力

四、颞下颌关节盘的表面结构、力学性能和关节润滑关系

在各种功能运动中，TMJ 要承受负荷，关节盘对传递、分散负荷，协调关节各结构，帮助润滑都有很好作用。关节盘与髁状突或关节窝的关系改变将导致关节内紊乱，进而发展成 TMJ 的退行性变。有报道部分无症状者的颞下颌关节 MRI 影像表现为盘移位，说明关节运动不完全与盘-突关系有关，还与关节润滑密切联系，但对 TMJ 润滑研究并不多见。研究颞下颌关节盘表面形态结构和生物力学及关节润滑关系，丰富了 TMJ 生理学的知识，有助于对关节内紊乱和退行性病的病理机理的探索。

（一）颞下颌关节盘表面形态的特点　肉眼观察，正常关节盘表面光滑，无沟嵴裂隙等。在扫描电镜（SEM）下表现为波纹起伏结构和嵴状突起等，且有一定方向性。关节盘表面的波纹是生长发育过程中形成的正常结构，胎儿在 4 个月时，关节盘表面即可见波纹结构，6～7 个月时，颞下颌关节盘上腔表面有致密的波浪状和嵴状突起，下腔表面在足月时形成致密的球状突起。关节盘中带下腔面波纹整齐，内外向走行，前后带下腔面波纹不规则，上腔面波纹较下腔面不规则，关节盘表面聚集有凝胶状物质或滑液。髁状突表面在 SEM 下也不光滑，但波纹较关节盘表面浅而窄。

肉眼观察，后牙咬合创伤 15 周后关节盘后区发生充血；21 周后，关节盘下腔面与髁状突粘连。在 SEM 下，关节盘表面波纹变得粗糙，起伏变浅，甚至消失，胶原纤维网状结构破坏，表面有纤维样组织形成，甚至形成粗大的纤维条索样组织游离于关节盘表面。

（二）颞下颌关节盘的生物力学性能　关节盘前中后各带在 2%、3%、4%阶跃应变作用下的应力松弛率为 8～14%，在同一阶跃应变作用下，关节盘各带的瞬时弹响反应对应变变化都呈非线性关系，即随着应变的增加，瞬时弹响反应增加较快。

（三）关节盘应力松弛性质与组织的渗透性关系　Mow 认为，软骨组织发生瞬时压缩时，组织内大量间隙液流出产生应力，随着液体继续流出和软骨内液体的重新分布，软骨内应力得以松弛并达到平衡。Roth 和 Li 也证实了关节软骨在受拉伸的初始，间隙液从试件表面流

出。透明软骨在发生形变的最初时间内有相当大的应力松弛，说明软骨受力初始，渗透性较大，有大量液体流出。关节软骨的应力松弛程度与软骨内间隙液流出所受的阻力（渗透性）和软骨的生化及胶原纤维网状结构等有关。

颞下颌关节盘的应力松弛程度远较透明软骨小，表明在应力突然施加于关节盘的瞬时，受其渗透性的影响，液体流出量较小，所以应力松弛程度较小。关节盘的胶原纤维不同于透明软骨的Ⅰ型胶原散在分布于软骨内，而主要为Ⅰ型粗大成束的胶原，原纤维紧密连接，影响了组织对间隙液的通透性。Favenesi 对比研究了牛膝半月板和关节软骨，发现半月板的渗透性、压缩模量都大大低于透明软骨，水含量也较低。颞下颌关节盘和半月板在组织结构、胶原类型和水含量都很相似，因此，它们渗透性较低有相似的基础。

从生物力学的二相理论看，软组织瞬时弹性反应取决于组织中水和固体基质之间的作用，即瞬时弹响反应对应变变化呈非线性关系，也是组织低渗透性的表现。颞下颌关节盘瞬时弹性反应的特性正是其低渗透性的表现。

（四）关节软骨渗透性和关节润滑的关系　关节滑液除了滑膜分泌外，还来自软骨的间隙液。在载荷作用下，有渗透性多孔的关节软骨产生液体的流出和流入，即当载荷越过关节面时，可使液体从承载接触区前方的软骨内渗出，一旦峰应力过去后，液体即开始吸收，为下次活动周期作准备。受软骨的渗透性影响，载荷增加，液体流出减少。挤出液体的数量虽不多，但已能很好润滑关节的软骨面。软骨间隙液流出区域的范围和流出量决定了软骨间隙液作为润滑剂的有效性。但间隙液流出的量和分布范围依赖于关节表面形态、固体基质压缩刚度和组织的渗透性。关节软骨的这种液体流动机理对关节润滑、软骨的营养摄取和承载都有十分重要的意义。骨关节炎时，关节表面微纤维形成，蛋白多糖流失、组织水肿等，使软骨的渗透性明显增加，破坏了关节的自我润滑机理，进而降低关节的润滑效能。

（五）颞下颌关节盘表面形态结构对关节润滑的影响　关节润滑机理基本可归纳为界面润滑和液膜润滑。在长时间重度承载时，液膜被挤出，或关节表面微观起伏结构相互接触时，界面润滑起重要作用。滑液中的透明质酸蛋白（HAP）是关节表面的有效界面润滑剂。Walker 提出，当软骨面相互接触时，软骨表面对向两边流出的滑液阻力超过流向软骨内的阻力，致使滑液中的水向软骨内流动。但由于软骨表面孔径很小（<5nm），只允许水和电解质流进，大分子物质（HAP 的直径达 400nm）被留在软骨表面，形成高粘性浓缩的 HAP 凝胶层。正常软骨表面的微观起伏结构，形成凝胶微袋，储留凝胶。这种凝胶层比正常浓度 HAP 的滑液能支承更大的载荷，维持更长时间。

液膜润滑以几种形式出现，即液动润滑、弹性液动润滑和挤压膜润滑。不论何种润滑机理，决定物体间摩擦特性的重要因素是它们表面的形态特点。在液膜润滑时，表面的超微形态决定了完全分开关节面所需的液膜最小厚度，而且使润滑液流失受到较大限制。

扫描电镜观察证实了 HAP 在软骨表面聚集。颞下颌关节滑液的化学成分和功能与其它滑膜关节很相似，上述润滑机理同样存在于颞下颌关节。关节盘表面的波纹结构也能储留滑液。Jagger（1980）等对髁状突和关节盘表面的 SEM 观察也有类似报道。表面波纹结构是关节盘固有的，对储存 HAP，限制液膜流失都有重要意义。但关节盘和半月板的表面超微结构都较透明软骨明显，且有明显方向性。因为关节盘和半月板的渗透性远低于透明软骨，承载时，间隙液不能迅速流动，不能和它们所接触的软骨相匹配，形成有效的液膜，故需要较深较明显的表面微观波纹结构以增加液流面积，储留滑液，限制液体流失等，是作为对其低渗

透性的一种补偿。

不恰当的受力方式，如后牙咬合创伤，会改变颞下颌关节内的应力分布，破坏关节盘表面的正常形态结构，引起关节面粘连，表面微观波纹减少、消失，表面纤维条索样组织形成，胶原纤维网破坏，表面凝胶样物质丧失，进而破坏关节的润滑机理，增大关节面的摩擦力、使表面组织磨损、剥脱。

第四节　咬合的力学平衡与生理性近中移动的力学分析

一、𬌗力

在咀嚼、吞咽和言语时，咀嚼肌收缩产生𬌗力，通过牙体传递至牙周膜。咬合力在功能中处于平衡状态。当牙萌出时，它们引导牙齿排列，并参与维持牙齿在牙弓中的位置。但牙齿的位置和牙弓形态并不是静止不变的，它们由不同力的平衡而维持于一定位置。如果这种平衡被破坏，可导致牙位的变化而引起牙周损伤。影响𬌗力平衡的因素有以下几种。

（一）咀嚼肌及其拮抗肌产生的力的平衡　由左右、前后、垂直方向相互拮抗的力维持平衡，如表 5-6 所示。

表 5-6　𬌗力的拮抗平衡

唇		→|←	舌
颊		→|←	舌
牙的萌出		→|←	咀嚼肌（嚼肌、颞肌、翼内肌）
对皮肤和鼻腔内空气压力		→|←	闭口时的舌和开口时的空气压力
嚼肌		→|←	牙周膜的弹性（特别是磨牙）和舌骨上肌群
翼内肌	垂直运动	→|←	牙周膜的弹性（特别是磨牙）和舌骨上肌群
	侧向运动	→|←	对侧翼内肌
翼外肌	前方运动	→|←	颞肌后 1/3、舌骨上肌群、二腹肌、颈部肌群
	侧方运动	→|←	对侧翼外肌

（二）牙体𬌗面各斜面和𬌗力的向前分量　闭口时由肌肉产生的力在牙体𬌗面斜面的各方向分布，其中有向前的力使牙齿近中移动，称为向前分量的力。该力推牙齿向近中移动，但当力消失后，由于牙周韧带的弹性作用，牙齿可回复到原来位置。随着年龄增加，由于牙体邻面接触区磨损变平，使得牙体向近中移动，称为生理性近中移动。由于生理性近中移动的作用，大约到 40 岁时，从第三磨牙到中线的牙弓长度可减少 5 毫米。

（三）邻面接触　向前分量的力通过完整的邻面接触而传递。如果在切（𬌗）颈或颊舌方向接触区错位，使𬌗力传递偏移，可引起牙齿移位和不正常的力作用于牙周膜。例如内倾型深覆𬌗患者的上颌侧切牙近中扭转，失去与邻牙的正常接触关系，由于向前分量力的作用，使侧切牙的扭转加重，而中切牙更加内倾，使咬合紊乱加剧（图 5-11）。另外，由某种原因引起个别上颌中切牙唇向移位时，失去正常接触区，由于上颌中切牙牙冠的舌侧较唇侧窄，在向前分量力（ACF）的作用下，使上颌中切牙唇向移位加重。



图 5-11　前牙内倾性深覆𬌗伴扭转

（四）牙齿的形态和倾斜度　牙齿的形态特点可影响𬌗力的传递。例如上颌中切牙牙冠呈楔形并向近中倾斜，使切嵴能发挥最大效能。运动时，上颌中切牙有向上向近中移位的倾向且相互支撑，其牙根为粗状的圆三角形，牙周纤维附着于远中和舌侧的面积较大，以对抗牙冠向唇侧、向近中移位的倾向。磨牙向近中倾斜，以便把𬌗力的分量传递至前磨牙和尖牙。

（五）呼吸和吞咽时空气压力的平衡　通过鼻腔和口腔的空气压力可影响整个牙弓形态和牙齿排列等，特别是在建𬌗初期。

二、牙弓向前分量的力

咬合力在矢状面可分解为垂直和水平二个分量，垂直分量经牙体、牙周膜、齿槽骨传递；水平分量对维持牙列和咬合关系的稳定作用很大。

（一）牙弓向前分量的定义及其影响因素　人的一生中牙齿邻面接触区持续不断的磨损但牙齿之间并无间隙存在。这是由于随着牙齿邻面的磨损，牙齿近中移位而保证了正常的邻面接触。牙齿近中移位的力来自𬌗力的向前分量。所谓𬌗力的向前分量（anterior component of occlusal force，ACF）指在后牙咀嚼过程中由颞肌、嚼肌、翼内肌收缩产生的𬌗力在水平方向的投影，方向向前，由后牙向前牙，通过牙体邻面接触区传递（图 5-12），从下颌磨牙区至中切牙区，ACF 逐渐降低（图 5-13）。ACF 是生长发育建𬌗时期向前的主要动力，有推动牙弓向前发育的作用，也是正畸后牙列产生拥挤的因素之一。

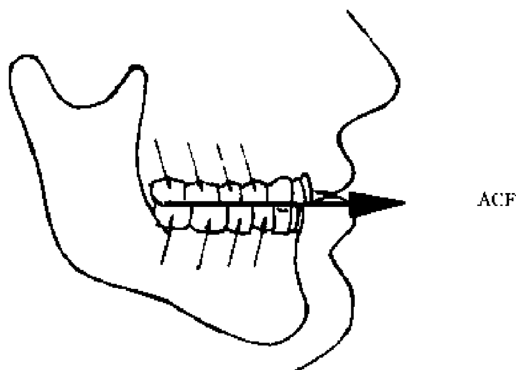


图 5-12　𬌗力的向前分量（ACF）示意

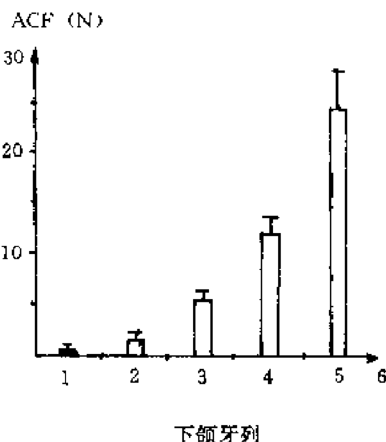


图 5-13　ACF 在不同邻面接触区的分布

对 ACF 的产生、作用及其影响因素的研究已有很长的历史，一般认为，影响 ACF 大小的因素有：①磨牙牙根的倾斜度；②髁状突横轴的高度；③磨牙牙根的大小；④𬌗平面角的

陡度；⑤无咬合时的邻面接触力的大小；⑥咬合力的大小及咬合时开口度。

1. 磨牙牙根的倾斜度　从唇-颊向观察，前后牙的牙体长轴均以一定角度向近中倾斜。所以在殆力的作用下，牙体有向前倾斜的趋势。临床上常见，下颌第二恒磨牙拔除后，第三磨牙近中倾斜度增加，且可占据原第二磨牙的位置。这是由于下颌磨牙萌出时即向近中倾斜，牙体的重力中心不直接在牙根的方向上，因此，当咀嚼力施加于牙齿时，可分为二个分量，即平行于牙齿近中边缘向下和与咀嚼力垂直的向前分量。第二磨牙缺失时，向前分量的力使第三磨牙近中移动。

上下牙列正常排列时，后牙均向近中倾斜，当上下颌闭口接触时，其倾斜方向形成一定角度，方向向前。后牙近中倾斜度越大，上下后牙牙体长轴的前倾角越小，牙冠向前移位就越大、产生的 ACF 也越大。

2. 髁状突横轴的高度　由侧方观察，上下牙弓殆面呈一曲线形态，即上颌的纵殆曲线和下颌的 Spee 氏曲线。Spee 氏曲线上升可达到髁状突。由于髁状突的位置高于殆平面，髁状突依横轴旋转，使下颌作开闭口运动，当闭口时下牙弓向上向前运动与上牙弓发生咬合，此时每个后牙都要受到闭口运动和向上向前的殆力作用。髁状突横轴高于殆平面越大，闭口时牙齿受到向前运动的分量越大，ACF 就越大，牙齿近中移位的倾向也越大。

3. 磨牙牙根的大小　磨牙牙根的大小包括牙根宽度、牙根长度及牙根表面积。牙齿所承受的负荷通过牙根、牙周膜向齿槽骨传递，向前分量的力经接触区向前传递，但牙根、牙周膜要承受部分作用力。如果牙根粗大，则其牙周支持组织的面积亦大，因此降低了所承受的应力，近中向的应变亦降低。因此，磨牙的宽度和长度增加。当承受某一咬合力时，其 ACF 和近中倾斜移位就减小。

4. 殆平面角的陡度　殆平面角指功能殆平面和 Frankfort 平面的交角。殆平面角越大，产生的 ACF 越大。

5. 无咬合时邻面接触区的松紧度　正常牙列邻面接触有一定的松紧度，即邻面接触存在着作用力与反作用力。无咬合时邻面接触力大，则咬合时产生的 ACF 也大；反之就小。

6. 咬合力和咬合时的开口度　咬合力大小与 ACF 的关系是显而易见的，即 ACF 随着咬合力增大而成比例增加。ACF 与咬合时的开口度或磨牙间距也有一定关系，最大张口时 ACF 最大。有一简单的模型对之进行了解释。该模型认为 ACF 与咬合时上下殆平面的夹角有关，即 ACF $\alpha = F_{咬} \times \sin\alpha$，其中 ACF α 指咬合时上下殆平面夹角为 α 时的 ACF，$F_{咬}$ 为咬合力。但此模型在开口度很小时，如上下殆平面几乎平行 $\alpha = 0$，就显然不适用。

（二）牙弓向前分量力的实验研究

1. ACF 测试的原理、技术及影响因素　当一个物体的干燥表面在另一个干燥表面滑动时，产生摩擦力，其方向相互平行，且与各自的运动方向相反。摩擦力的大小与表面接触面积有关，与运动速度（低速时）无关，但与通过接触区而传递的载荷成比例。ACF 的测试计算就是依据滑动摩擦力的原理。通过把很薄的不锈钢条片插入干燥的邻面接触区，然后以拉伸传感器拉出不锈钢条片，读出拉伸力（即摩擦力），再作有关计算即可获得 ACF。

在正常牙列，邻面接触的牙齿存在着相互作用的力，称为邻面接触力（interproximal force of the contact，IPF），咬合和未咬合时的邻面接触力分别记为 $IPF_{咬}$ 和 $IPF_{未咬}$。IPF 的大小可以通过测量不锈钢条片与牙邻面的摩擦力来计算。把宽 6mm、长 15mm、厚 0.038mm 的不锈钢条片置于干燥的邻面接触区，用拉伸传感器把不锈钢条片拉出并读出摩擦力（F_f）。设干燥

牙釉质和不锈钢条片的摩擦系数为 μ，则 $IPF=F_1/2\mu$。由于不锈钢条片与 2 个牙邻面接触，故对摩擦力公式作了修正，采用系数 2。摩擦系数 μ 可通过离体牙的体外实验获得，$\mu=0.145\pm0.02$。

当被测试者第二磨牙咬住压力传感器并维持在某一设定的载荷，直至不锈钢条片被拉出，测得 $IPF_{\text{咬}}$，则可按 $ACF=(IPF_{\text{咬}}-IPF_{\text{未咬}})(N/F_{BF})$ 计算 ACF 值，其中 N 为某一设定的载荷，F_{BF} 为咬合力的实测值，因在实验中，F_{BF} 并不完全与 N 相等，故以 N/F_{BF} 作校正。

影响 ACF 测试精确度的主要因素是所用的不锈钢条片。IPF 与邻面接触区的摩擦力关系是肯定的，但插入 0.038mm 厚的不锈钢条片必然会引起邻牙的微小移位，因为牙周韧带的厚度为 0.15～0.38mm，在邻面接触区插入钢片会产生类似 ACF 的力。因此，要提高实验结果的精确度，必须减小不锈钢条片的厚度，但又要有一定强度不被拉断。

2. 实验研究进展　Southard 根据上述原理，选择 7 个变量，研究它们与 ACF 的关系，受试者为 15 名成年人，牙周健康，牙列完整，无颞下颌关节症状或体征。这 7 个变量为（图 5-14）：①Frankfort 下颌平面角，即 Frankfort 平面与下颌平面的交角；②功能殆平面角，即 Frankfort 平面与功能殆平面（上下双尖牙和第一磨牙殆接触点的平分线）的交角，代表殆平面陡度；③下颌第二磨牙长轴分别与殆平面和下颌平面的交角（β 和 γ）；④髁状突横轴的高度，即从髁状突顶至功能殆平面的垂直距离；⑤第二磨牙牙根宽度，即釉-牙骨质处的牙根近远中宽度；⑥第二磨牙牙根长度，即釉-牙骨质界处至根尖的距离；⑦第一磨牙和第二前磨牙之间的 $IPF_{\text{未咬}}$。实验数据经相关分析和逐步多因子回归分析，结果表明，当下颌第二磨牙承受某一固定载荷且磨牙间距（开口度）一定时，ACF 与 $IPF_{\text{未咬}}$（在下颌第一磨牙和第二前磨牙的接触区）和下颌第二磨牙宽度有关；其定量关系为：$ACF=83.6+9.7$[illegible]$IPF_{\text{未咬}}-7.5W$。其中，W 为下颌第二磨牙的宽度，系数 7.5 的单位为 Nmm^{-1}。

相关关系的决定系数 $R^2=0.71$，说明对于某一固定的第二磨牙轴向负荷和磨牙间距，ACF 的变异有 70%以上取决于无咬合时的 IPF 和磨牙牙根宽度，且 $P<0.05$。ACF 与其它 5 个变量无显著相关。磨牙牙根宽度越大，牙周支持组织亦多，就越能降低磨牙所承受的应力，减小近中向的应变。因此，ACF 与磨牙牙根宽度成负相关。

ACF 大小与咬合力关系密切，咬合力在 50～200N 范围内，ACF 与咬合力呈直线相关，回归方程为：$Y=1.00e^{-1}+0.13560X$，相关系数为 0.99。ACF 与咬合力成正比的关系有很大的临床意义。例如正畸治疗后的病人，如果其牙列每天都承受过多额外的载荷，将使尖牙向前倾斜移位，导致治疗后下颌前牙拥挤，如磨牙和紧咬牙者。由于 ACF 随咬合力增加而增大，故应充分考虑到 ACF 对正畸后牙列不稳定性的影响。

咬合时，上下第二磨牙间距从 10mm 增至 22mm，ACF 亦随之增加，但不呈直线关系（图 5-15）。ACF 随第二磨牙间距而变化，这与开口过程中髁状突的滑动和转动有关。事实上，开口初始，髁状突转动，随着开口度增加，髁状突沿关节结节后斜面向前下滑动而使上下颌殆平面夹角 α 值减小（即下颌作逆时针方向旋转，直至与咬合传感器接触）。因此，第二磨牙间距增加至 14mm，ACF 亦增加；从 14mm 增加到 18mm，ACF 略下降；从 18mm 至 22mm，ACF 又增加。

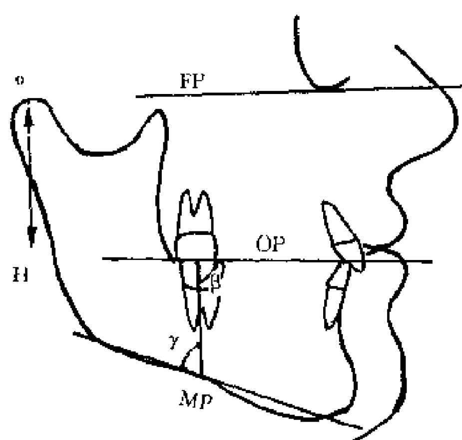


图 5-14　X 线头测量

FP：Frankfort 平面；OP：功能𬌗平面；
MP：下颌平面；OH：髁突至 OP 的垂直高度

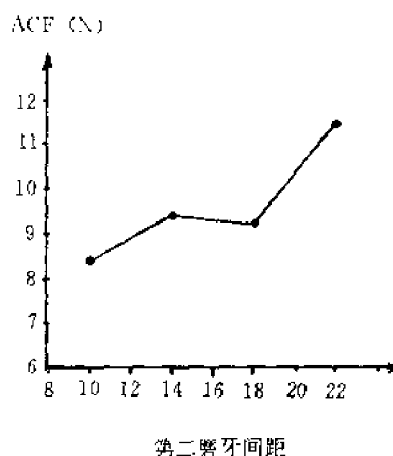


图 5-15　ACF 与第二磨牙间距的关系

因此，从实验结果看，影响 ACF 大小的主要因素是咬合力、无咬合时的 IPF、磨牙牙根宽度及开口度，而髁状突横轴的高度、𬌗平面角陡度、下颌第二磨牙的倾斜度和磨牙牙根的长度与之无关。

（滕胜毅）

参 考 文 献

1. Mongini F. The Stomatognathic System. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, 1984.
2. O'Ryan F, et al. Temporomandibular joint function and morphology: observation on the spectra of normalcy. Oral Surg 1984, 58: 272.
3. Huang Q (黄钦), et al. Preliminary biomechanical study of the temporomandibular ligament of dogs, Proceedings of Xian Satellite Conference of 1991 World Congress on Medical Physics ans Biomedical Engineering, 1991, 4.
4. 李晋唐. 骨及软组织流变学概论. 成都科技大学出版社，1989，104.
5. Scapino RP. The posterior attachment: its structure, function, and apperance in TMJ imaging studies, part 1, part 2. J Craniomandib Disord Facial Oral pain 1991, 5: 83, 1991, 5: 155.
6. Teng SY (滕胜毅), et al. Biomechanical properties and collagen fiber orientation of the TMJ dises in dogs, part 1, part 2. J Craniomandib Disord Facial Oral Pain 1991, 5: 28, 5: 107.
7. Richard Skalak, et al. Handbook of Bioenginerring, McGraw-Hill Book Co. New York, 1987, 4.1~4.44.
8. Hesse JR, et al. Factors influenncing joint mobility in general and in particular respect of the craniomandibular articulation; a liteature review. J Craniomandibular Disord Facial Oral Pain 1988, 2: 19.
9. 滕胜毅等. 颞下颌关节盘的生物力学功能意义. 第五届全国口腔医学学术会议论文集，1992，43.
10. Southard TE, et al. Factors influencing the anterior component of occlusal force. J Biomech, 1990, 23: 1199.

第六章 固定修复生物力学

第一节 嵌体与充填修复

口腔修复学建立在生理病理，生物力学、应用材料及技工工艺基础上的一门临床医学科学和技术。其主要疗法是利用人工修复体来恢复或重建口腔缺损或缺失组织的解剖形态与生理功能。

修复体作为恢复缺损或缺失组织和器官的机械结构，它与机体有着密切的关系。当机械外力施于修复体上时，通过它可使机械的或物理性的外力，由于机体的生物性反应而转变为生理功能。因此，对于修复体的要求，既应符合生物学原则，又必须应用机械力学和工程学的基本规律，使其建立在生物力学的基础上。

将生物力学的研究手段应用于口腔修复，对组织结构或材料内的应力进行测定分析，可以了解受力的大小、受力的方向、作用力的传导和分布方式等，从而指导和改进修复设计与治疗。

牙体缺损的修复，最常采用的是充填修复的方法，只有当充填修复难以获得适当的固位与抗力时，方可采用嵌体或冠进行修复。

充填修复与嵌体修复皆是在缺损牙上制备一定的洞型，应用人工材料恢复缺损牙的解剖形态与生理功能。其不同之处在于充填体是在口内直接制作，而嵌体则是在口外制作，应用粘固剂粘固于预备的窝洞内。

无论采用充填修复的方法，还是采用嵌体修复的方法，其修复体在修复缺损牙的同时，均应维持或促进剩余牙体组织的健康。在修复牙承受殆力载荷时，能均匀地分布殆力，避免应力集中。

一、固位力

修复体牢固地附着在基牙上或窝洞内，在进行功能时，能抵御各方向外力而不致松动和脱，此种抵御修复体松动与脱位的力，称为固位力。修复体的固位力，主要依靠摩擦力和粘着力获得。

（一）摩擦力　摩擦力是两个相接触而彼此之间相对运动的物体相互作用的结果，其大小与相对运动物体间的法向压力及接触面积成正比。修复体与预备牙吻合面之间，产生法向压力，两者之间越吻合，接触面积越大，其摩擦力也越大，修复体的固位就越好。因此，为了增强修复体的固位力，修复体与预备牙间应非常密合，并尽可能增大修复体与预备牙的接触面积，如增加窝洞深度等。Cowell 等通过试验证明：固位力与预备体轴壁间的聚合度成反比。但轴壁间聚合度在1°～4°时，对固位力无明显影响；如果聚合度为10°，则固位力明显下降。为了增加固位，应尽量使预备体的各轴壁平行。

下颌运动是多方向的，由于牙尖存在斜面，牙齿及修复体的受力方向是多变的，因此修复体的脱位既可以是垂直向的，也可以是侧向的。为了增强修复体的固位能力，防止侧向移位，可在预备牙的殆面制备鸠尾形，或在预备牙的轴面形成轴沟，或在预备牙上制备针道。摩

擦力的大小与制备体上的固位形有密切关系。

对于充填修复，由于修复体直接在口内制作，在预备牙上制备一定程度的倒凹，可使修复体获得较强的固位力。同时，还可以应用固位针以增强其固位作用。常用的固位针有：粘着型固位针、螺纹型固位针和楔入型固位针。

（二）粘固力　修复体另一种固位力的获得，是依赖于粘固剂的粘固力，将修复体与预备牙粘固在一起。充填修复体由于直接在口内制作，无需粘固，因此无此粘固力。

粘固的意义是相互接触的物体表面间的机械锁合，由于物体表面不是绝对平整的，粘固剂在未凝固前，渗入物体表面上微小孔隙或倒凹内，使修复体获得一定的粘固力。粘固力的大小受粘固面积、粘固剂膜厚度以及粘固介质间污染程度的影响。

由于目前常用粘固剂的抗压强度高，而抗张强度较低，因此，为了保证粘固剂的固位与封闭作用，修复体的设计应尽可能减小功能运动中粘固剂层内产生的张应力或剪应力。

二、牙体组织切割时的应力

为了获得一定的固位形与抗力形，修复前必须对缺损牙进行一定程度的切割手术。对于牙体组织的切割，一方面可由于切割产热、造成牙髓组织损伤；另一方面，减少了剩余牙体组织的量，使其承受𬌗力载荷的能力下降。因此，对于牙体组织的切割应当是保守的，谨慎的。

（一）切割产热　牙釉质与牙本质的各向异性性质，使其能承受与釉柱、牙本质小管平行的较大载荷，而承受垂直于釉柱及牙本质小管载荷的能力较差，这种力学性能方便了牙体组织的切割。牙体组织的切割，实际上是一系列局部的牙釉质与牙本质折裂。高速钻头产生应力—应变—折裂的快速循环，循环内发生的变形可看作为牙釉质、牙本质内能量的储存，此能量的大部分以热能存在。当牙釉质、牙本质发热时，其物理、机械性能要发生改变。

当牙体组织内产生应力而折裂时，在切割界面产生表面热，此表面热传导至牙体组织中，接近切割表面的热可引起牙本质膨胀，而在其中产生压应力，此压应力须通过一张应力层与之相平衡，这种压力与张应力层的并存，可引起牙体组织深部的折裂。

温度刺激可能是引起牙髓损害的重要因素之一。牙髓受损的因素有研究者用下式表示：

$$牙髓损害=\frac{窝洞深度+牙本质切割量+温度}{牙髓的抵抗力}$$

因此，在牙体组织切割手术中，必须应用水冷却，以防止牙髓损害，并去除切割残渣。

（二）牙体组织的保存　与完整的活髓牙相比，修复牙总是较脆弱的，应力分析结果提示：剩余牙本质越少，在载荷作用下牙本质内的应力值越高，其折裂的可能性越大。因此在修复治疗中，应尽可能保存牙体组织，以增强修复牙抵抗𬌗力载荷的能力。在进行牙体组织切割手术时，必须考虑到：剩余牙釉质是否有适当的牙本质支持，牙体预备后是否仍有适当的牙本质。

三、充填修复洞型设计的力学

充填修复的目的在于恢复缺损牙的解剖形态与生理功能，然而其效果须依赖于正常的组织反应来维持，如果修复后，剩余牙体组织内应力增高，最终导致折裂，则其修复不是一个成功的修复。修复牙在承受𬌗力时的应力与充填修复材料的性能、洞型设计和修复体设计有关。

（一）充填材料

1. 银汞合金

(1) 尺寸变化：银汞合金固化时，皆有一定程度的膨胀，一般达1%左右。适当的膨胀可增强边缘封闭，然而过度的膨胀，则易在牙体组织内产生张应力，这种张应力的存在，增加了牙体组织折裂的可能性。因此大面积的牙体缺损在银汞充填修复后，最好用全冠覆盖，以防止牙体组织的折裂。

许多因素可影响银汞合金的尺寸变化，如：银汞与合金比、研磨、压紧、颗粒大小、污染等。修复体内银汞含量越多，其膨胀越大；研磨时间越长、充填压力越大、合金颗粒越小，其膨胀越小。如有水气污染，则其膨胀明显增加。

(2) 强度：银汞合金的强度受许多因素影响，如研磨时间、汞与合金比、充填压力、气孔等。延长研磨时间、增加合金含量、加大充填压力，均可使银汞合金的强度增加；相反，如银汞合金中含有气孔，则其强度明显降低。

银汞合金充填后，其强度随着时间的延长而增加。充填初期强度较差，充填20分钟后的抗压强度仅为一周后的60%，即使充填6个月以后，银汞合金的强度仍有增加。充填后8小时，其强度可达最高强度的70～90%，因此在充填8小时以内，不能让修复牙承受较高的咬合应力。

2. 垫底材料　由于银汞合金导热，难以隔绝对牙髓组织的冷热刺激，进行充填修复时，常需应用垫底材料，以保护牙髓组织。垫底材料的应用尚可降低牙本质内因热膨胀梯度引起的微裂纹扩展。

然而，选用的垫底材料不同，殆力载荷作用下修复体内的应力水平不等。由于常规的垫底材料对于压缩和剪切载荷的抵抗力较差，这种低强度使修复体的抗折强度降低。低弹性模量的垫底材料如 $Ca(OH)_2$，可降低邻殆邻银汞修复体的抗折强度近50%。增强垫底材料的强度，可有效地降低银汞合金内部的应力，增强其抗折裂能力。

(二) 洞型设计　考虑到固位与抗力等因素，以往对于充填洞型的设计，一直要求底平壁直，点线角清楚，并具有一定的窝洞深度，以增强修复体的固位。然而，修复牙应力分析的结果对这种要求提出了疑问。

1. 尖锐的与圆钝的点线角　应力分析结果发现：修复体承受载荷时，尖锐的点线角可在牙本质内产生应力集中，而圆钝的点线角可明显地减轻这种应力集中。同时，修复体本身亦因预备体中尖锐的点线角而削弱。

2. 窝洞的宽度与深度　在一个正常的牙齿中，承受轴向载荷时，其应力主要为压缩应力，而对于窝洞宽而深的修复牙，在其髓壁可产生张应力，这种张应力对剩余牙体组织易产生损伤作用，造成其折裂。窝洞越深，牙本质中的应力值越高，折裂的可能性越大。

Blaser 等发现：MOD（邻殆邻）洞型鸠尾的宽度并不降低修复牙的强度，但如果窝洞深度增加，即使洞型宽度很窄，亦会明显降低剩余牙体组织的强度。由此可见，窝洞深度是影响剩余牙体组织中应力水平的一个重要因素。在进行牙体预备设计时，保护剩余牙体组织是首先应考虑的问题。修复体固位力差，造成的后果不仅是修复体的脱落，而剩余牙体组织因高应力而造成的折裂则是无法挽回的。

3. 固位针的应用　充填修复时，如固位不足，可在牙本质内置入针以增强固位，然而许多应用针固位的方法可引起牙本质内的应力集中，而产生剩余牙体组织的折裂及修复体的破坏。因此在应用针固位时，必须同时考虑固位与牙本质保护这两方面的问题。

1）固位针的类型

（1）粘着型固位针：一般应用金属卡环丝制作而成。应用粘固剂将其粘固在预备针道内。

（2）螺纹型固位针：固位针上备有螺纹，以特殊的粘针制备针道，将螺纹固位针拧入牙本质内。

（3）楔入型固位针：由于牙本质中含有微量有机成分，具有一定的弹性。因此可将稍粗于针道的固位针槌击进入针道，以产生较大的摩擦力，获得固位。

2）影响固位针固位与应力分布的因素

（1）固位针的类型：由于螺纹型固位针采用螺纹固位，其固位能力最强，楔入型固位针次之，而粘着型固位针的固位能力最弱。

不同类型的固位针，其戴入时牙本质内产生的应力不等。粘着型固位针，由于其针道大于固位针，主要采用粘固剂获得固位，因此其戴入时牙本质内基本无应力产生；而楔入型固位针，由于其针道小于固位针，在固位针槌击进入针道时，在牙本质内产生侧向应力；螺纹型固位针在戴入时，应力集中于螺纹及固位针的尖端，其应力强度取决于固位针旋入的力量，如果旋入力量过大，可引起牙本质的折裂，有时在功能载荷下亦可发生牙本质的折裂。如果在螺纹型固位针就位后倒旋1/4转，则可有效地降低牙本质内的应力，防止其折裂。

𬌗力通过修复体及固位针传导至剩余牙体组织，因此其产生的应力须叠加于固位针在戴入时所产生的应力，方是牙本质内的实际应力水平。在𬌗力作用下，粘着型固位针最利于应力的传导，其粘固剂层起着应力缓冲器的作用，改变和分布了牙本质内的功能应力，使其应力分布均匀。而螺纹型固位针主要将应力传导至螺纹及固位针的尖端，产生应力集中，不利于剩余牙体组织的保护。

（2）固位针的直径：增大固位针的直径，可使其固位能力增强，同时在一定程度上也改善了其应力分布能力。然而，固位针直径的增大，使剩余牙本质的量减少，从而削弱了其抵抗载荷的能力。因此在针道周围至少应有1.0mm厚的健康牙本质。

（3）固位针的长度：固位针的长度增长，其固位能力增强，在载荷作用下，牙本质内的应力分布越均匀。

（4）固位针的数目：固位针数目增多，固位力增强，如果固位针不平行，其固位力进一步增强。但针的数目过多，牙本质组织减少，则牙齿易折裂。

由于固位针的应用仅能增强修复体的固位力，并不能增强修复牙的强度，相反，固位针的应用可能会削弱剩余牙体组织承受载荷的能力。因此在应用固位针固位时，最好结合应用冠修复体。

四、嵌体的应力

当牙体缺损需要进行修复时，基于材料与操作技术上的考虑，通常都采用充填的方法进行修复，因为充填修复磨除牙体组织少，剩余牙体组织承受载荷的能力强。同时，与应用高弹性模量铸造合金制作的嵌体相比，低弹性模量的银汞合金在𬌗力作用下更易变形，因而在剩余牙体组织的髓壁上产生的应力较低。实验研究发现：银汞合金在承受载荷时易于磨耗，蠕变甚至折裂，而金属嵌体则易引起牙体组织内的应力集中。

尽管嵌体的应用有可能在剩余牙体组织内产生不利的应力，但当采用充填的方法难以获得适当的固位与抗力时，特别是缺损涉及牙尖或需升高咬𬌗面时，则必须采用嵌体或高嵌体进行修复。

为了降低剩余牙体组织内的应力，保护剩余牙体组织防止其折裂，对于嵌体洞型制备的要求与充填洞型基本相似。其点线角应圆钝，在可能的情况下，应尽量减小窝洞的深度。

在𬌗力作用下，嵌体最重要的特性就是产生楔效应。楔效应的存在，使剩余牙体组织内产生张应力而易于折裂，窝洞越深，轴壁聚合度越大，嵌体的楔效应越明显。对于𬌗面嵌体或邻𬌗嵌体，由于保存有部分完整的边缘嵴，对这种楔效应有一定的抵抗作用。但在邻𬌗邻嵌体中，由于楔效应，在剩余牙体组织内产生张应力，易于造成剩余牙体组织的折裂。

应力分析结果发现：当邻𬌗邻嵌体受正中𬌗力时，颊髓轴线角及舌髓轴线角处产生高应力集中，鸠尾峡处亦可见应力集中。如果采用高嵌体修复，则可有效地降低其应力。

采用高嵌体修复，可降低嵌体在𬌗力作用下的楔效应。由于高嵌体覆盖了剩余牙体组织的𬌗面，因而能更有效地分布𬌗力至剩余牙体组织，避免应力集中而减少其折裂的可能性。

第二节　全　　冠

全冠是一种覆盖牙冠表面的固定修复体，即将牙冠的𬌗面及轴面等全部覆盖。全冠是用金属或瓷将牙冠的外表面全部覆盖，从外观看，牙冠的原形已看不见，它只是作为核支撑着全冠。这种修复体可用于修复前牙和后牙的大面积缺损，而多数已作了口内治疗的牙齿。通过戴上修复体，可以很好的恢复缺损牙的解剖形态和生理功能。

目前常用于临床上的全冠有金属全冠，金瓷全冠和铸造陶瓷全冠。

现介绍全冠设计的力学，以及金瓷全冠和全瓷冠的有关问题。

一、全冠设计的力学

冠的设计包括预备体形态的设计与修复体形态的设计。不同的形态设计，对𬌗力作用下修复体内及剩余牙体组织内的应力分布产生不同的影响。

（一）𬌗面形态　预备体𬌗面磨除的形态对于𬌗力的分布有一定的影响。预备体𬌗面磨成平面者，修复体内的应力水平要稍低于按解剖形态制备的𬌗面。

为了获得较高的咀嚼效能，修复体需恢复较徒的牙尖，然而较大的牙尖斜度易于产生杠杆作用，传导侧向力至牙周支持组织。由于牙周支持组织对于侧向力的抵抗力差，过大的侧向力易于造成牙周支持组织的损害，因此应尽可能避免牙尖的过高和过徒。

在特定的𬌗力作用下，𬌗接触的总面积越大，在任何一点上的应力越小。随着𬌗接触数量的增加，𬌗力分布于较多的点，因而降低了局部的应力。同时较多的接触点其切割、磨研功能强，利于咀嚼。因此，不应通过恢复过高过徒的牙尖来增强咀嚼效能。冠修复体的𬌗面与对𬌗牙建立良好的𬌗接触关系，同样可以增进咀嚼效能。

（二）轴壁聚合度　预备体的轴壁聚合度不仅可影响修复体的固位，对𬌗力作用下冠修复体内的应力水平亦有很大影响。光弹应力分析发现：随着预备体轴壁聚合度增加，修复体内的应力增高。聚合度大于7.5°时，修复体内的应力明显增高。因此，从增进冠修复体固位与降低修复体内应力这一角度来看，预备体的轴壁应尽可能平行。然而，平行的轴壁，在修复体粘固过程中，由于粘固剂溢出受阻，粘固剂液体静压的存在，易于造成修复体就位不全。这一方而使修复体的固位力下降，同时，不同粘固剂膜厚度的存在，使修复体分布𬌗力的能力降低。因此，在增进修复体固位，降低𬌗力作用下修复体内应力水平的同时，为了方便修复体的就位，预备体的轴壁的聚合度应不超过7°。

（三）邻面设计　冠修复体邻面接触区的形态、位置、大小对于殆力作用下施于修复牙及邻牙牙周支持组织的力有较大的影响。如果邻面接触区的位置不正确，偏向颊侧或偏向舌侧，殆力经修复牙及邻面接触区的传导而转换成颊向或舌向的力施于邻牙，这种低水平的、持久的颊舌向力有可能造成牙齿的移动。因此，修复体邻面的设计应恢复牙齿正常的、生理的邻面接触状态。

（四）边缘设计　为了保证修复体的边缘封闭，防止继发龋，修复体的边缘必须保持其完整性。修复体的边缘设计不仅影响修复体自身的边缘强度，同时还影响着殆力作用下边缘区的应力分布，其边缘设计应能有效地通过边缘牙体组织将殆力传导至剩余牙体组织及其牙周支持组织，而不至在边缘处产生应力集中。应力分析结果提示：在加载状态下，圆钝内线角的台肩和凹面型边缘的应力分布优于羽状边缘及台肩斜面型边缘的应力分布，与尖锐 90°角的台肩相比，圆钝内线角的台肩其应力明显降低。

无论修复体的边缘设计如何，在修复牙承受载荷时，边缘区粘固剂内将产生张应力，有时这种张应力可超过粘固剂的抗张强度，而产生粘固剂的破碎。预备体轴壁聚合度越大，粘固剂内的张应力越高。然而，增加修复体的边缘厚度，可减小这种张应力。因此，为了增强修复体的边缘强度，降低边缘区粘固剂内的张应力，利于殆力的传导与分布，修复体的边缘应有一定的厚度，避免尖锐的线角，以防止应力集中。

二、金瓷冠与全瓷冠

陶瓷材料因其优越的美观性一直被认为是一种较理想的口腔修复材料。尽管新型的口腔陶瓷材料在机械强度特别是挠曲强度上有较大的提高，然而其固有的脆性仍是限制其临床应用的一个重要问题。如何防止陶瓷修复体的折裂是其设计的重点。

（一）修复体的设计　陶瓷材料通常具有较低的抗张强度，陶瓷的折裂常源于修复体表面的张应力，修复体的设计应尽可能减小这种不利的张应力。如在承受殆载荷时，陶瓷冠唇侧边缘为一高应力集中区，在金瓷冠中，增加唇侧边缘金属底层的厚度可有效地降低此应力，而防止边缘瓷体的折裂。

光弹应力分析与有限元应力分析结果为金瓷冠与陶瓷冠的设计提供了一定的科学依据：①冠的预备在近远中向应尽可能地对称；②避免设计中的尖锐转角，预备体表面光滑，以避免应力集中；③边缘设计成圆钝内线角的台肩或凹面型；④较厚的金属应位于舌侧肩台区，以降低应力；⑤金瓷连接处应尽可能远离咬殆接触区。根据这些原则，可在一定程度上减小陶瓷修复体折裂的可能。

（二）修复体的粘固　修复体与预备牙牙体组织间有效的粘固，对于殆力的传导与分布具有重要意义，特别是在全瓷冠的粘固中，选用粘接性强的粘固剂，将全瓷冠与预备体连成一体，由于修复体与牙体组织间应力传导能力的增强，可有效地提高修复体的抗折裂能力。

1993 年陈新民、赵云凤、陆支越对“界面状态与粘结对 Plat 铸造陶瓷全冠生物强度的影响”进行研究。实验模拟人体口腔环境，研究了陶瓷修复体——牙体界面状态不同处理方式和不同粘结剂对铸造陶瓷全冠生物强度的影响。结果显示处理方式和粘结剂对陶瓷的粘结强度均有影响。表面处理采用氢氟酸（HF-acid）处理，可去除陶瓷表面的浅表裂纹。有机硅烷（KH-570）处理时，有机硅烷与陶瓷硅氧键（Si-O）结合，能增加粘结力，并去除陶瓷表面的浅裂纹，从而使其强度增加。

此外实验结果还证实，粘结剂的粘结力越大，则其生物强度越大，修复体使用时间越长。

这是由于高的粘结力使陶瓷全冠与牙体组织几乎融为一体，可以很好的传递殆力，而不致于发生力量传递过程中在某一薄弱环节发生破坏。

铸造陶瓷冠粘固后的生物强度见表 6-1。

表 6-1 铸造陶瓷全冠粘固后的生物强度

粘固剂	粘结力（N）	表面处理	生物强度（kPa）
磷酸锌	245.17～294.20	常规	2353.60
玻璃离子	1274.86～1470.99	常规	5982.06
BG-I	1569.06～1765.19	常规	4412.99
EB-I	1765.19～1961.33	常规	6570.46
Panavia EX	2941.99～3922.66	常规	7845.32
EB-I		HF-acid	7158.85
EB-I		KH-570	8041.45

第三节 桩 冠

桩冠是利用金属桩插入根管内以获得固位的一种修复体。桩的应用，其主要目的是基于修复体固位的要求。在牙齿因创伤、龋坏等因素引起大量的牙体缺损，其剩余牙体组织难以使常规的嵌体与冠修复体固位时，在根管内置入桩，可使修复体得以固位以抵抗殆力。

一、桩的功能

桩除了提供修复体固位外，对剩余牙体组织的保护是其另一重要功能。由于冠部牙体组织的大量缺失，牙髓组织的失活，剩余牙体组织承受殆力的能力明显降低。如果不用桩修复，殆力的冲击直接传导至边缘处的粘固剂。而应用桩修复后，部分殆力沿桩长轴传导，因此缓解了边缘区的应力（图 6-1）。同时，使殆载荷向牙根分布，可获得剩余牙体组织内更为均匀的应力分布状态。尹亚梅等采用三维有限元法对烤瓷桩冠修复时，其金属桩核是否具有增加牙齿抗力作用的研究发现：烤瓷冠修复无金属桩核时，其牙本质及瓷修复体可能产生折裂，而金属桩能显著地提高牙齿的抗力。ching-chang ko 等亦发现在载荷作用下桩的应用可使剩余牙体组织内的应力降低 30%左右。

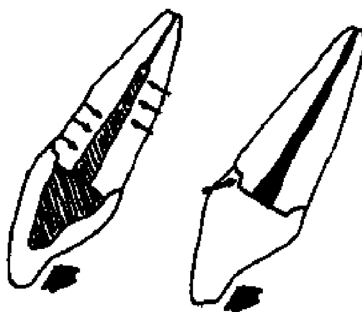


图 6-1 桩的保护功能

当然，并不是所有的桩设计在应力分布上都是相同的，其保护功能也不一样。因此必须了解各种桩设计的应力分布情况。只有遵循生物力学原则，桩才能真正起到固位与保护的作用。

二、桩的固位

桩的固位主要依赖于桩与预备根管间的摩擦力及粘固剂的粘固力。有许多因素可影响桩的固位能力，如桩的形态、桩的直径、桩的长度及粘固剂等。

（一）桩的形态　桩的形态多种多样，其长轴形态可以是圆锥形的或圆柱形的，其横断面形态可呈圆形或椭圆形，其表面可以是光滑的，也可以是螺纹状的。其四种基本形态为：光滑的锥形桩、光滑的圆柱桩、锥形的螺纹桩和圆柱形的螺纹桩。前两种主要通过摩擦力和粘固力得以固位，而后两者尚有螺纹对牙本质壁的约束固位。

桩的形态不同，其固位能力不等。如果桩的直径与长度相同，光滑锥形桩的固位力最小，且随着桩锥度的增加，固位力逐渐降低。由于螺纹桩对于牙本质具有机械约束能力，其固位力较强，螺纹越多，固位力越强。但只能适用于粗壮的根管。

（二）桩的直径　桩对于轴向脱位的抵抗力直接与桩的表面积成正比。因此随着桩直径的增加，其固位力增强。然而，Caputo 等发现：无论是光滑桩还是螺纹桩，直径对其固位能力并无多大影响。因为只有桩与预备根管间密切贴合时，其表面积的增加方能增强其固位力。而对于多数成品桩来讲，其与预备根管间的吻合程度较差，而产生较厚的粘固剂膜，使其固位力受到影响。

（三）桩的长度　通常，随着桩长度的增加，其固位力成比例地增强。然而桩的长度受牙根长度、根管形态等因素的影响，因此通过增加桩长度来增强固位力有一定的限度。

（四）粘固剂　粘固剂提供的固位力一般较小，只有当桩与预备根管精确吻合，粘固剂膜很薄且均匀一致时，粘固剂方能提供较强的固位力。当桩短或固位差时，为了增强其固位力，也可采用粘接性强的粘固剂。

三、桩的设计与应力分布

桩的设计必须有助于桩功能的发挥，即桩的固位与保护功能的发挥。最佳的桩设计并不一定是要获得最大的固位能力，尚必须考虑到对剩余牙体组织的保护，使桩修复后剩余牙体组织能获得最佳的应力分布。

（一）材料的选择

1. 材料的要求　尽管桩不与口腔液体直接接触，但桩可与牙本质小管中的液体相互作用，在桩与根管壁间产生腐蚀产物。腐蚀产物的形成，可对根管壁产生侧向力，最终导致根管壁的折裂。

桩的刚度与桩材料的弹性模量及桩的断面几何形态有关。如果桩缺乏足够的刚度，在功能活动中，可由于修复体边缘的变形，引起粘固剂崩解而产生继发龋。但桩也不能太硬，即刚度太大，使𬌗力作用下牙根发生弯曲变形时桩不能与其同步地变形。尽管桩的尺寸与桩的刚度及桩对𬌗力的抵抗能力有关，然而根管的形态限制了桩的尺寸。因此在选择桩材料时，其弹性模量是一个重要的力学参数。高弹性模量的材料，即使桩的直径小亦能获得与低弹性模量，大直径桩相同的抗载荷能力。用于制作桩的材料最好具有较高的弹性模量。

屈服表示永久变形的发生，具有较高屈服强度的材料能承受较高的载荷而不发生永久性变形。选用屈服强度较高的材料制作桩有助于减小功能活动中桩边缘的永久性变形。

在咀嚼过程中，牙齿承受多次重复的加载、卸载循环。因此，支持牙冠的桩同样也承受重复的载荷。用于制作桩的材料应具有良好的疲劳特性，以防止桩的疲劳破坏。

因此，为了使桩能充分发挥其固位与保护剩余牙体组织的功能，用于制作桩的材料应具有适当的弹性模量、屈服强度与良好的抗腐蚀、抗疲劳性能。

2. 金属材料　金属桩通常由铸造或锻制加工而成，不同的加工方法，其桩的性能不同。以往，铸造桩多采用金合金（Ⅲ型或Ⅳ型铸造金合金）铸造而成，这种合金具有良好的抗腐蚀性能，弹性模量近 9×10^4MPa，在淬火状态下的抗弯强度为 380MPa，其强度尚可通过适当的热处理得以提高。目前，铸造桩多采用 Ni-Cr、Co-Cr 合金铸造，这些合金较金合金坚硬，弹性模量约为 20×10^4MPa，且具有较高的屈服强度和抗张强度。热处理通常不明显影响这些合金的力学性能。

预成桩通常都经受了不同程度的冷加工，如辗压、拉伸、切断等，因此预成桩具有锻制合金的力学特性。适当的热处理可使其力学性能发生改变。

3. 非金属材料　尽管复合树脂材料的力学性能已有较大的改进，但作为桩材料仍有许多问题。与金属相比，复合树脂的弹性模量低，约为 1.4×10^4MPa，因此复合树脂桩的刚度远小于金属桩，较小的刚度在殆力作用下可产生较大的变形，而易产生修复体边缘裂隙。为了增加复合树脂桩的刚度，可将不锈钢桩与复合树脂联合使用，即将不锈钢桩插入已填有复合树脂的预备根管中。与单纯复合树脂相比，不锈钢桩的应用增加了桩的刚度，但由于不锈钢桩的周围有大量的复合树脂材料，其对殆力的抵抗力较金属桩仍要低得多。

（二）桩的设计与应力分布

1. 桩的形态　在临床应用中，对于桩形态的选择，首先应考虑桩对于剩余牙体组织的保护功能。此功能的发挥取决于桩对载荷的分布能力，不同的桩形态其应力分布能力不同，其应力包括桩在戴入过程中产生的应力及功能载荷下的应力。

（1）光滑的锥形桩：光滑的锥形桩在戴入过程中无明显的液体静压产生，多余粘固剂易于溢出。但随着桩在预备根管内完全就位，由于预备根管不光滑的表面存在有微小的嵴，在此处可见有应力集中现象。光滑的锥形桩在殆力作用下将产生楔效应，面趋于劈裂牙体组织，从沿桩长轴侧向放射的应力可证明此效应。预备根管的外展越大，楔效应越明显。当以 26°角加载桩以模拟上颌中切牙的殆功能时，在唇侧龈缘区出现应力集中，在桩的舌侧根管区亦可见到交互应力。其粘固剂层起着应力缓冲器的作用，可降低局部的应力集中。

（2）圆柱桩：圆柱桩在戴入过程中无侧向应力集中，即无楔效应。在沿桩轴加以压缩载荷时，圆柱桩可以较均匀的方式将载荷分布至剩余牙体组织。除桩尖部外，从桩、粘固剂层到支持组织间的应力传导主要通过剪应力，粘固剂起着缓冲应力的作用。由于圆柱桩的末端具有尖锐的边缘，因此在根尖部产生较高的应力。当沿桩轴成 26°的方向加载时，根尖部的应力降低，而釉牙骨质界处的应力增高。总的来看，其应力分布仍是均匀的而无明显的应力集中。

圆柱桩的末端如呈锥形，则有助于降低根尖部的应力水平，但在轴向和斜向载荷作用下，其锥形的末端可产生楔效应。

由于根管的自然形态呈圆锥形，预备一个圆柱形的根管是比较困难的。为了预备圆柱桩根管，可能会削弱根尖部的牙本质，而此处常存在有交互应力。因此，只有在长的、粗大的牙根，根管预备后桩周围有足够的牙本质包绕方能选用圆柱桩，以产生最佳的应力分布并发

挥对牙体组织的保护功能。

（3）锥形的螺纹桩：当锥形的螺纹桩在预备根管中就位时，将产生严重的侧向及根尖向应力集中，桩产生楔效应。桩越短，其应力集中越严重，特别是在冠部。产生应力集中的原因是由于桩越短，其锥度越大，因而楔效应越明显。桩较长时，锥度小，有助于减小桩戴入过程中产生的侧向应力。

锥形的螺纹桩在载荷作用下表现出最严重的应力集中。因此从应力分布能力及桩的保护功能出发，锥形的螺纹桩是一个最不利的形态设计，最易产生牙根的折裂。

（4）圆柱形的螺纹桩：圆柱形的螺纹桩在戴入过程中有一自刻纹过程，因而在根尖部产生较高的应力水平，同时，根管壁处的应力亦较高。在螺纹桩就位后倒旋 1/4 转，可有效地降低这种应力。倒旋使桩与根管壁的接触程度降低，因而可降低牙根中的应力水平。

圆柱形的螺纹桩在承受载荷时，其应力主要通过螺纹、桩的殆部及桩的末端传导。如果桩的殆部及末端与牙根不接触，桩承受载荷时，则必须通过螺纹传导，因此螺纹附近的应力较高。与光滑桩中粘固剂的缓冲作用相反，被粘固剂包绕的螺纹起着应力集中器的作用。当螺纹尖锐、螺纹数目少时，其应力集中现象更为明显。

桩的形态除上述四种基本形态外，尚有多种混合的形态。不同的桩形态设计其固位与应力分布能力不同。临床上选择桩形态时，应特别注意桩的保护功能，因为在桩的戴入和功能活动中皆有可能造成牙根的折裂。

2. 桩的直径　通过增加桩直径，可增加桩与预备根管间的接触面积，而有利于改善桩的应力传导能力。但在根管预备时，牙本质的切割削弱了剩余牙体组织承受载荷的能力，用不同直径桩修复的牙的抗冲击试验证实了此事实。应力分析结果提示：桩周的牙本质厚度是一个非常重要的参数，牙本质壁厚度直接与牙齿承受侧向力的能力成正比。因此，临床上不应通过增加桩的直径来增强其固位与应力分布能力。

3. 桩的长度　桩长度的增加，桩与预备根管间的表面接触面积亦增加，因而桩对于载荷的分布能力增强。如果桩长度明显小于临床冠长度，应力将在牙根的冠部及根尖部集中，在牙本质-桩界面间反复的高应力存在，可产生粘固剂的破碎或牙本质的折裂，因此桩长度应等于或大于临床冠长度，以降低修复体的旋转中心，有利于将载荷分布至剩余牙体组织。由于桩的长度受根管长度及其形态的限制，在桩长度不足时，设计中应考虑多根桩、辅助针道、机械固位桩的应用，以保证其固位和应力分布能力。

4. 核材料　核材料的选择可影响桩对载荷的分布能力。用于制作核的材料应具有适当的弹性模量与屈服强度以与桩、牙体组织的机械性能相匹配。常用的核材料有：金属，银汞合金及复合树脂。其中，复合树脂的机械性能较差，而金属由于其优越的机械性能，故常采用作核材料。

在修复牙承受载荷时，随着核材料机械性能的提高，牙根冠部的应力增高，而弹性较大的银汞合金与复合树脂核则有利于将载荷分布到核表面下，而降低牙根冠部的应力。核可以防止桩在承受载荷时的下沉，因而使根尖部应力降低，相对而言，牙根冠部的应力升高。刚性大的核抵抗桩下沉的能力强，因而其牙根冠部的应力高。

四、桩、核、冠间的相互作用

根管治疗牙常伴有冠部牙体组织的缺损或缺失，这些组织可影响牙齿承受载荷的能力。

核是修复体的一部分，用于替代缺失的冠部牙本质。因此，它在应力传导中起着重要作

用，它应能将载荷从冠部传至桩。

冠的作用是保持粘固剂封闭，分布部分应力至剩余牙本质，传导载荷至核与桩，并提供卡抱作用以抵抗牙齿的折裂。

由于桩、核、冠间的相互作用，修复设计时，确定桩、核、冠的最佳设计应根据生物力学原则，不同的桩设计其应力分布能力不同，锥形桩产生楔效果；与锥形桩相比，圆柱桩能沿牙根更均匀地分布应力；螺纹桩在就位后如不倒旋，则根尖部产生高应力。然而，桩修复牙应用全冠覆盖后，只要全冠的边缘位于健康的牙体组织上，在殆力作用下修复牙的应力分布状态受桩设计的影响变小，全冠的戴入增强了釉牙骨质界处的应力集中。全冠可看作一个平衡器，因它改变了牙根、桩、核复合体的应力分布，使桩的特性变得不明显。

第四节 固 定 义 齿

固定义齿又称固定桥。对于固定桥的力学研究，过去多着重于机械力学的研究，而忽视了人体的生理特点。近 20 年来，由于生物医学工程的发展，生物力学的创建和发展，国内外学者们从生物力学的角度，对固定桥的受力状况和应力分布进行了大量研究。力求使固定桥的设计和基牙的受力建立在生物力学的基础上，达到优化设计，提高修复体的质量，延长使用时间和保护基牙的目的。

一、固定桥的结构力学

固定桥由基牙、固位体、桥体和连接体等组成。由于结构的不同又分为单端固定桥、双端固定桥、半固定桥和复合固定桥。

（一）基牙和固位体　基牙是固定桥的基础，如像桥梁的桥墩，是支持固定桥上承受压力的支柱。固定桥上受的殆力主要由基牙承担。要求基牙牙冠形态、牙质结构，牙根及其根周组织要健康，要能支撑固定桥承受的各种外力。基牙受力后由基牙牙冠的殆面传至根周的牙周膜，再传至牙槽骨而后到达颌骨，使应力得以分散。

固位体是覆盖于基牙牙冠上的全冠或嵌体。桥体的殆力传至固位体，固位体承受的殆力传至基牙上。但固位体受的力与单个的嵌体和冠显然不同，它还要承担桥体的殆力。由于固定桥的结构，使固位体上受的力为压应力和拉应力。因此，固位体的设计应特别注意去克服上述两种力产生的破坏作用。

（二）桥体和连接体　桥体的殆力主要传递到基牙上，但桥体下的粘膜也承受了一定的殆力。唐亮、赵云凤的三维有限元研究结果指出，在桥体承载垂直殆力时，桥体下粘膜出现压应力；水平殆力时，桥体下粘膜为拉应力和压应力。并指出固定桥修复前，基牙受力时，缺牙区牙槽嵴粘膜也存在极小的应力；修复后，应力增大，其应力的大小约为同等载荷下牙周膜最大应力的 1.7～17%，说明固定桥上承受的殆力主要通过基牙传递至牙周组织。

连接体是起连接作用的，它把桥体与固位体连接成为一个整体，并传递桥体的殆力到固位体和基牙上。

（三）双端桥和单端桥　双端桥是桥体的两端均有基牙，而且固位体与桥体为固定连接。这种固定桥殆力的分布较均匀，修复效果好，是临床上常用的修复体。

单端桥是仅一端有基牙和固位体，另一端为游离的。桥体的殆力主要由一端基牙承担。故此种桥的基牙要求支持力要强，固位体的固位力也应强大。基牙易受扭力。

（四）半固定桥和复合固定桥　半固定桥是两端均有基牙，但桥体的一端与固位体为固定连接，而另一端为活动连接，固定桥的殆力主要由固定端的基牙承担。故要求固定端的基牙支持力要强。

复合固定桥为上述两种以上固定桥组合而成的。根据设计和组合的不同，复合桥也不同，其应力分布也有所差异。

二、固定桥表面的应力

固定桥表面应力是指固定桥行使功能承受殆力时，固位体、桥体和连接体的应力状况。例如固定桥各部分受力后应力的分布，桥的表面的应力和应变情况。

1965 年 Craig 用脆漆法研究固定桥表面的应变。通过膝层脆裂的部位和方向表示固定桥表面应变的位置和应力的大小。指出应力的大小和应变方向与外力作用的部位、作用力的大小和桥体本身的长度、跨度有关。

1970 年 Tillitson 用电测法测试两种不同合金制作的后牙桥体。结果指出当加载点位于固定桥末端时，桥体产生类似悬臂梁的反应；当加载点位于桥体殆而中央时，桥体产生弯曲变形，而弹性模量高的桥体，其变形小。

1971 年 Farah 用光弹法分析四单位固定桥表面的应力分布，发现支持组织良好时，固定桥以整体状态行使功能；而差的支持组织，则使固定桥形成悬转臂。并发现当桥体殆面受载时，连接体处应力集中，有拉应力和剪应力，且单端固定桥连接体处的应力大于双端桥。

1975 年 Hood 用光弹法分析改良卫生桥桥体的表面应力，发现增厚的连接体能使连接体处的剪应力明显降低，比传统的卫生桥剪应力减小 1/2 左右。一般固定桥桥体的连接体处近中受的力约为 1.07×10^4N，远中受的力为 0.86×10^4N。卫生桥连接体处受的力为（0.43～0.53）$\times10^4$N，改良卫生桥，其连接体处受的力约为 0.32×10^4N。

1976 年 Craig 用脆漆法显示出拉应力的部位，用电测法定量测试该区在静载荷下表面应变的情况，发现载荷大，应变也大，离载荷点越远，或基牙的支持越强，则应变小；相同加载条件下，上前牙桥产生的应变大于下前牙桥；后牙桥的表面应变较小。对于上述情况作者通过桥的长度、宽度和跨度来加以解释。同年 EL-Ebrashi 用光弹法实验比较三种不同固定桥设计的应力分布。发现双端固定桥承受多点载荷时，拉应力和压应力交替出现，连拉体处显示出高的拉应力和剪应力。此种情况在单端固定桥则更加严重。

俄国学者采用干扰量度摄影技术分析后牙长桥的形变情况，发现着力点位置的变化极大地影响固定桥的形变和应力。当着力点靠近支持力差的基牙（尖牙）时，固定桥的形变和应力较大，着力点靠近支持力强的基牙（磨牙）时，桥的形变小。

通过固定桥表面应力的分析，可得出以下规律：

1. 作用于固定桥上外力的位置、大小、方向均对固定桥表面应力的分布有较大影响。即载荷大，则桥体的应变也大。

2. 固定桥基牙的支持力对桥体表面的应力分布有一定影响。基牙牙周支持力强，则桥的形变小，反之则大。

3. 固定桥的设计、如桥的类型和桥的长度、宽度、跨度及所用制作固定桥的材料性能等也是影响桥体和固位体的应变的重要因素。例如双端桥的表面应力分布比单端桥更分散，对基牙损伤小；三基牙双端桥又优于两基牙双端桥。

4. 桥体、固位体殆面的载荷着力点及连接体处是各种应力集中的区域。

三、固定桥基牙牙体组织的应力

基牙牙体组织是指固定桥基牙的牙冠和牙根。1983 年 Standlee 运用准三维光弹技术(quasi three dimensional photoclastic technique)研究下颌后牙五单位完全固定桥与半固定桥基牙的应力特征。发现垂直加载时，三个基牙均产生应力，并向根方产生位移；当末端基牙受垂直载荷时，中间基牙无明显的支点迹象。

同年，朱希涛、周书敏等用光弹法和激光全息光弹法对下颌双端桥的基牙及其支持组织进行应力分析，发现基牙牙体组织应力的大小与基牙牙根的形态、数目密切相关。单根基牙的根尖处应力较多根基牙根尖的应力大，说明多根基牙承受载荷的能力显然大于单根牙。并指出接近载荷的基牙产生的应力大，水平载荷较垂直载荷基牙牙体组织产生的应力大。

1984 年魏治统、杜传诗等用光弹实验法对各类固定桥基牙支持组织的应力进行研究。结果指出固定桥修复后较修复前单根基牙的应力减小，而多根基牙的应力增大。说明固定桥修复有利于保护单根牙的健康；三基牙双端桥基牙牙体组织的应力分布较两基牙桥应力更均匀，因三基牙桥增加为两个双尖牙，使固定桥两端不支持强度相近似；固定桥承受垂直向及斜向载荷时，基牙牙体组织的应力集中在基牙的根尖区和颈部，这与临床上常见基牙的颈部及根尖区出现病变的情况相吻合，说明病变可能与长期受应力的作用有关；有邻牙的固定桥基牙牙体组织的应力要小些，说明固定桥受力后，通过接触点将力传至邻牙上，从而分散了桥基牙承担的殆力；半固定桥活动端连接体的基牙牙体的应力大而集中，对基牙有损伤。特别是双尖牙的颈缘区应力集中较双端桥更严重。

1987 年 Landry 等用光弹法研究下颌后牙五单位固定桥的应力状态，发现基牙的颈部和根尖区的应力较大。

桥基牙牙体组织应力分布的规律如下：

1. 固定桥的类型不同，基牙牙体组织的应力大小及分布也不同。从力学的角度看，三基牙双端桥优于两基牙双端桥和半固定桥。

2. 桥基牙牙体组织的应力大小及分布与基牙牙根的数目、形态有密切关系，多根牙可承担较大的殆力，且根部应力值小。

3. 桥基牙承受载荷时，不管是垂直向或斜向外力，基牙牙体组织的颈部和根尖区均出现应力集中。

4. 固定桥受的载荷大，则桥基牙牙体组织的应力也大，接近载荷着力点的基牙，则其牙体组织的应力也较大。

5. 固定桥基牙有邻牙时，则桥上的外力通过接触点可传至邻牙上，而使桥基牙的应力减小。

四、固定桥基牙牙周组织的应力

基牙牙周组织是指基牙的牙周膜、牙槽骨等组织。Glickman 等用光弹方法研究下颌双端固定桥修复前、后基牙牙周组织的变化。结果发现修复前磨牙因殆力的作用产生近中斜向力，固定桥修复后，磨牙的斜向力变为轴向力。这是由于固定桥的桥体将磨牙与前端基牙连接为整体，改变了磨牙承受殆力的状态。

1975 年 Hood 用光弹法和有限元法研究磨牙向近中倾斜 30°制作固定桥后的应力。指出固定桥修复后，原来应力集中在磨牙近中颈缘区的牙槽骨和根尖区骨组织上，此时上述两区域的应力明显减小。

1979 年 Wright 用有限元法分析固定桥的应力，结果显示两基牙单端桥垂直向受载时，瞬时旋转中心在两基牙之间的骨间隔内，旋转运动较一个基牙的单端固定桥小，故证实多基牙固定桥具有类似夹板的作用。

1986 年尹亚梅有限元研究，提出固定桥受垂直向力时，牙槽骨主应力以压应力为主。1986 年 1987 年赵云凤、杜传诗等采用光弹法对固定桥基牙牙槽骨的应力进行研究。实验结果证实，垂直向加载时，有邻牙的三基牙固定桥设计比有邻牙两基牙固定桥应力的分布更合理，前者降低了基牙牙颈部应力的集中。两基牙桥基牙颈部应力为 6.88MPa，三基牙桥基牙颈部应力则为 2.59MPa。并指出固定桥承受的垂直向力是通过基牙及邻牙两条路线，将殆力传递到牙槽骨的。固定桥基牙牙槽骨在斜向力的作用下，牙槽骨承受的拉应力明显增大。两基牙桥和三基牙桥均为基牙的颈部拉应力达到最大和次大。两基牙桥基牙牙槽骨的最大拉应力为 6.13MPa。从总的应力曲线分析，三基牙桥优于两基牙桥。

1989 年赵云凤等采用有限元法对下颌第一磨牙缺失的双端固定桥，进行七种垂直向加载和两种斜向加载的基牙牙槽骨应力分析，绘出牙周组织应力值曲线图。结果提示，从垂直向加载看，均为第二双尖牙的近中部受到较大的压应力，当两个固位体和桥体同时受载时，压应力为最大，最小主应力值为－11.77MPa（压应力），而磨牙基牙的牙周组织应力分布较均匀；固定桥桥体受斜向载荷时，双尖牙根尖的近中部受拉应力和压应力，以压应力为最大，约为－7.35MPa。

1993 年唐亮、赵云凤采用三维有限元法对两基牙双端桥基牙牙周膜应力进行分析。结果指出固定桥修复前，非直接受载牙的牙周膜应力仅为受载牙的 1/10，修复后非直接受载牙应力增大，约为修复前的 5～10 倍，直接受载牙的应力减小，说明修复后固位体和桥体可以较好的传递殆力；固定桥修复后各基牙和桥体同时受载时，基牙牙周膜应力增加，双尖牙、磨牙的两个根分别较修复前增加 48％、40％和 43％，表明固定桥修复需动用基牙的“牙周储备力”，以代偿缺失牙的功能；固定桥垂直受载时，基牙牙周膜的应力以压应力为主，根尖区和颈部的应力最大，有应力集中现象，根中上分呈拉应力；双尖牙的牙周膜应力明显大于磨牙，磨牙近中根应力大于远中根；加载部位和载荷大小对基牙牙周膜应力的影响，离加载点越近的基牙牙周膜应力也越大，载荷大，则应力也大，但应力分布规律无改变；加载方向对基牙牙周膜应力的影响，垂直向载荷约为水平向载荷的 1/4，且以压应力为主，应力集中在根尖区和牙颈部；双尖牙的牙周膜应力无论是水平向或垂直向均为磨牙应力的 2 倍左右，说明磨牙是理想的桥基牙。

总上所述，固定桥基牙牙周组织应力的分布规律如下：

1. 固定桥修复后改善了基牙的受力状况，有利于基牙牙周组织的健康。牙齿缺失后应即时进行修复。

2. 修复后各桥基牙牙周膜应力值增加，说明动用了“牙周储备力”，提示基牙的牙周组织应健康，才能具有良好的牙周储备力。

3. 固定桥的殆力由基牙和基牙相邻的牙传递到牙槽骨和颌骨。

4. 从基牙的牙周组织应力来看，三基牙双端桥优于两基牙双端桥。

5. 固定桥受垂直载荷时，基牙牙周组织的应力，以压应力为主，应力以基牙颈部和根尖区为最大；固定桥受水平向力时，则基牙牙周组织为拉应力和压应力，但基牙牙周组织能承受较大的垂直向力，只能承受较小的水平向力。

6. 双尖牙基牙的牙周组织应力大于磨牙基牙的应力。

7. 从基牙牙周组织的应力分布看，固定连接体的桥基牙比活动连接体的基牙应力值低。

为了提高修复质量和修复效果，保护基牙和邻牙，使修复体舒适、美观、耐用、在设计和制作固定桥时应注意尽可能的减小或避免基牙牙体、牙周组织的应力集中现象。

五、固定桥的功能恢复

固定桥是人工修复体，众所周知，义齿的功能较人类天然牙的功能低。那么人工牙究竟恢复多大的𬌗力，具体说固定桥是固定于口腔内的，恢复的功能会更大些。有人认为用固定桥恢复的功能近似天然牙。

1927 年 Tylman 测得上颌第一磨牙缺失，用固定桥修复，男性𬌗力为 285N，女性𬌗力为 236N。1936 年 Klaffenbach 测得双端固定桥𬌗力为 243N。

1989 年张桂云、王雅北测得第一磨牙缺失的固定桥的𬌗力，男性为 231N，女性为 228N，对照组天然牙为男性 364N，女性 297N。1991 年张跃东、赵云凤用自制𬌗力仪测得 40 例第一磨牙缺失固定桥的𬌗力，男性为 373N，女性为 270N，天然牙对照组分别为男性是 394N，女性 307N。

从以上𬌗力值说明固定桥恢复的咀嚼功能较大，是较理想的修复体。上述学者们测试方法和测试仪器的不同，故所得数字有差异，但仍能说明固定桥恢复的功能较好，而且𬌗力值尚有一定的规律性。

（陆支越　赵云凤）

参 考 文 献

1. Farah JW, et al. Effect of cement base on the stress in amalgam restorations. J Dent Res, 1975, 54: 10.
2. Bell JG. Cuspal failure of MOD restored teeth. Austral Dent J, 1982, 27: 283.
3. Goel VK, et al. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. J Prosthet Dent 1992, 67: 174.
4. Fisher DW, et al. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. J Prosthet Dent, 1975, 33: 47.
5. Farah JW, et al. Distribution of stresses in porcelain-fused-to metal and porcelain jacket crowns. J Dent Res, 1975, 54: 255.
6. Davy DT, et al. Determination of stress patterns in root-filled teeth in cooperating various dowel design. J Dent Res, 1981, 60: 1031.
7. Peters MCRB, et al. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. J Dent Res 1983, 62: 760.
8. Thorsteinsson TS, et al. Stress analysis of four prepabricated posts. J Prosthet Dent, 1992, 67: 30.
9. 赵云凤，黄苏华．用有限元法分析固定桥受载的应力分布．华西医科大学学报，1989，20：392.
10. Capotu AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. led. Quintessence Publishing co, Inc, Chicago, Illinois, 1987.
11. Awadalla HA. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. J Prosthet Dent, 1992, 68: 243.
12. 唐亮，赵云凤，黄苏华．下颌后牙固定桥基牙牙周膜应力的三维有限元法分析．中华口腔医学杂志，1993，28（5）：261.

第七章　可摘义齿的生物力学

第一节　可摘局部义齿的生物力学

可摘局部义齿就是人工牙。在生物医学工程的人工器官中，除人工牙外，还包括人工心脏、人工肾、人工肝、人工眼、人工关节、人工骨、人工颌骨等。在口腔医学领域中，口腔修复学是最先与工程技术结合的一门学科，人类最早应用的人工器官就是人工牙，到目前人工牙仍然是人们应用最普遍的一种人工器官。近年来，可摘局部义齿修复因与生物力学这门边缘学科相结合，发展较快。

由于各种原因，如外伤、龋齿、牙周病等使上下颌牙列内一个或数个牙缺失，形成牙列缺损。牙列缺损后，影响患者的咀嚼功能、发音功能和面容的美观。牙列缺损可用可摘局部义齿进行修复，恢复牙列的完整性和应有的生理功能。

可摘局部义齿结构比较复杂，设计类型是多种多样的，义齿多数由基牙和粘膜两部分共同支持。但义齿修复后怎样才能发挥更好的功能，怎样设计才能更好地保护基牙、保护牙槽骨组织，这些均与力学有着密切的关系。在临床上常见义齿容易折断，是何原因造成，应如何克服和改进，都需要研究义齿的力学问题。通过义齿生物力学的研究，可以优化义齿的设计，以达到保护基牙牙周支持组织和口腔粘膜组织的目的，从而提高义齿的质量和临床应用效果。

一、可摘局部义齿的结构力学

可摘局部义齿由人工牙、基托、固位体和连接体组成，即恢复缺失牙功能的部分、固位稳定部分和连接部分。

（一）固位稳定部分　固位稳定部分主要由固位体组成。临床上常用的固位体为𬌗支托和卡环。其主要作用是支持、稳定及固位，可使义齿定位在牙弓内和牙槽嵴的粘膜上。基托也起一定的稳定作用。

1. 𬌗支托　𬌗支托位于基牙的𬌗面，义齿受到咀嚼压力时，𬌗力可传至𬌗支托，再由𬌗支托传到基牙上，可支持义齿对抗𬌗力，防止义齿向牙龈方向下沉，而压迫粘膜，造成粘膜损伤。因此𬌗支托的形状、大小、位置等与𬌗力的传递和对义齿的支持均起着非常重要的作用。在临床上常见无𬌗支托的可摘局部义齿经常下沉，压迫口腔粘膜组织产生疼痛。而且由于义齿下沉，人工牙𬌗面与对颌牙无接触，因而咀嚼功能降低，甚至无法进行咀嚼和使用。此外𬌗支托还可以防止咀嚼时食物嵌入基牙和卡环之间。

2. 卡环

1）卡环的结构：卡环主要分为卡环体和卡环臂。

（1）卡环体：卡环体是指在𬌗支托和卡环臂之间，并与小连接体相连接的坚硬无弹性的部分。位于基牙非倒凹区。用以防止义齿颊舌向和𬌗龈向移位，使义齿稳定。

（2）卡环臂：卡环臂的上部分为卡环体、卡环臂环绕于基牙上，其坚硬部分起支靠作用，

弹性部分起固位作用，位于基牙倒凹区。卡环臂的形状应由粗逐渐变细，末端形成尖削形。光弹实验结果指出，义齿承受殆力时，这种形状的卡环应力分布均匀，无应力集中区，卡环不易折断。

2）卡环的种类：

（1）弯制卡环：这类卡环又称锻丝卡环，由不锈钢丝弯制而成。卡环与基牙为线状接触，天然牙暴露于口腔中多，龋坏少，而且卡抱力和弹性好，固位作用良好。但义齿戴用后，由于长期的取戴卡环易变形。因此弹性好易于调改。

（2）铸造卡环：由高熔合金铸造而成。卡环与基牙为面的接触，故其固位和稳定作用好，殆力可直接通过卡环传至基牙上。但不易在患者戴用后调改，且铸造后卡环弹性差。

3. 基托　可摘局部义齿的基托也具有一定的固位和稳定作用。例如义齿的鞍基位于牙槽嵴上，类似马鞍形，可防止义齿唇舌向或颊舌向移位，无卡环的前牙义齿，舌侧基托与牙齿舌隆突颈部或与两牙之间的间隙接触也可起到固位作用。又如固位差的义齿，又无法增加卡环时，可以增大基托，以获得义齿的固位和稳定。这种固位和稳定主要来自基托组织与牙槽嵴粘膜之间产生的摩擦力的作用。

（二）连接部分　义齿的连接部分包括基托和连接体。

1. 基托　基托的作用主要是承载人工牙，承受殆力和分散殆力，传递殆力至牙槽嵴上，并连接义齿卡环等支架，防止义齿移位，稳定义齿于牙弓上。因此，从力学的观点考虑，基托应具有一定的坚固性，才可承受日常咀嚼时的殆力。故塑料基托必须有一定的厚度和挠曲强度。当殆力较大时，可增加基托面积，以分散殆力，保护基牙和牙槽嵴上的粘膜组织。

2. 连接体　连接体的作用是将义齿连成整体，传递和分散殆力到基牙和支持组织上，并使义齿稳定固位。大小连接体为了起到应有的作用，必须具有足够的强度和硬度。

（三）恢复缺失牙功能的部分　这部分是义齿上的人工牙，是可摘局部义齿产生咀嚼功能的部分。人工牙的形态、颜色、大小应与缺失的天然牙相似。它是应用塑料、金属或陶瓷制作而成的。

人工牙的殆面解剖形态因患者的年龄和口腔情况不同分为三种类型：

解剖式牙：其殆面形态与初萌出的天然牙殆面相似，牙尖及斜面明晰，上下颌牙的尖凹锁结关系好，牙尖斜度为30°左右。

半解剖式牙：殆面有牙尖和斜面，上下颌牙间有锁结关系，而牙尖斜面小，其斜度为20°左右。

非解剖式牙：又称无尖牙，其殆面无尖和斜面，轴面有正常突度，颊、舌侧有溢出沟。

人工牙殆面的牙尖斜度不同，则当咀嚼时，基牙和牙槽骨受的应力大小不同，咀嚼效率也不同。牙尖高、斜度大时，基牙和牙槽骨受的侧向力大，咀嚼效率高，功能好；反之，牙尖低平时，则基牙和牙槽骨受的侧向力小，面咀嚼效率低，咀嚼功能较差。

二、可摘局部义齿设计的力学

要使可摘局部义齿既有良好的功能，又有美观的外形，同时还能保护基牙和牙槽骨及粘膜不受较大的损伤，义齿的设计是个非常关键的问题。但是口腔的情况千变万化，因人而异，缺牙数目、余留牙情况、咬合关系及无牙区牙槽骨吸收情况的不同等，均可使义齿的设计复杂化，并增加了设计的难度。要设计一副较为理想的可摘局部义齿，从力学的观点出发，应考虑以下几方面。

（一）设计的力学原则　可摘局部义齿设计时应达到以下几点力学要求：

1. 义齿应具有良好的固位和稳定作用　当义齿戴入患者口腔内稳固不松动时，义齿才能发挥良好的正常的咀嚼功能，这副可摘局部义齿才是个较为理想地达到要求地修复体。若义齿戴入口腔内松动，行使语言、表情和咀嚼功能时脱位或移位，则这种义齿不仅不能使用，而且常常产生含物嵌塞，给口腔软硬组织造成损伤，严重者可误吞入食管或气管，给患者造成极大的痛苦。这种情况在临床上时有发生。因此，要求可摘局部义齿必须有足够的固位力，特别是缺失1～2个牙的可摘义齿，其固位力要求更高。怎样才算有足够的或良好的固位力呢？就是要求可摘局部义齿，在行使功能时，能够对抗殆龈向的轴向外力和颊舌向的侧向外力而义齿无移位或脱位现象。

2. 基牙的数量应适当　一般一件可摘局部义齿的基牙可有2～4个，不少于2个。基牙的数量主要根据基牙的形态、牙周情况、缺失牙数量及部位而定。例如基牙牙冠短小或为畸形，或基牙牙周情况差，牙槽骨有部分吸收，基牙松动，但又可保留，则可以增加基牙，以分散殆力；如缺失牙齿多，或缺失牙集中在牙弓的一侧，义齿受的侧向力较大，则应增加基牙，以增强义齿的固位和稳定作用。此外，若缺失牙齿多，但为分散的间隔缺失，则可少选用基牙，以利于寻求义齿的共同戴入道。

3. 基牙在牙弓上的分布　可摘局部义齿的稳定，使义齿在行使咀嚼功能时达到垂直向和水平向平衡的必要条件。因此，在设计义齿时，必须考虑基牙在牙弓上的分布。基牙在牙弓上应分散不宜集中，要求义齿基牙上的直接固位体的支点线位于义齿中部，或者支点线形成三角形或四边形，义齿才可能有良好的稳定作用。

4. 保护口腔组织的健康　义齿所涉及的口腔组织主要有基牙及缺牙区牙槽嵴（骨）和粘膜，以及口腔唇（颊）侧和舌（腭）侧粘膜组织。

1）广泛而均匀的分布殆力：合理和恰当的设计，通过卡环、殆支托、连接杆和基托将义齿承受的殆力均匀的分布于基牙和牙槽骨的粘膜上，以减小基牙和口腔组织单位面积上承受的负荷，避免某处受力过大而造成损伤。必要时，可适当的增加殆支托的数量，或扩大基托面积。

2）建立平衡殆：义齿戴入患者口腔后，通过调整咬合，使义齿行使功能时的咀嚼压力分布于各基牙各人工牙上，而无早接触点、早接触区，达到保护组织的目的。

3）调节卡环的固位力：卡环的固位力应适宜。固位力过大，患者取戴义齿困难，基牙易受损伤，应根据卡环臂弹性的大小来确定卡环臂放置于基牙倒凹区的深度。一般认为深度大，则卡环臂对基牙产生的压力也大，一般倒凹的深度应小于1mm。基牙倒凹的深度是指分析杆（倒凹计）至倒凹区牙面间的垂直距离（图7-1）。

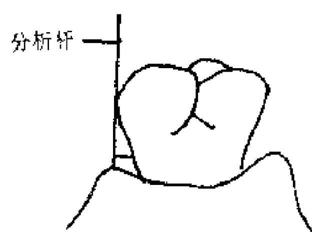


图7-1　倒凹的深度

（二）卡环的设计　卡环的固位作用主要依靠卡环臂进入基牙颊侧或舌侧的倒凹区而获得，可对抗义齿的殆向脱位，且卡环与基牙颊舌面接触产生一定的摩擦力。由于卡环臂具有弹性，可在戴入时经过基牙近殆方较突的牙冠部分时张开，进入基牙颈部倒凹区时收缩成原形，故患者可自由取戴义齿。要求在静止状态时，也就是在无功能时，卡环不应给基牙施加任何的力量，使基牙维持在原位，否则将对基牙产生不利影响。

1. 单臂卡环　位于基牙颊侧，其舌侧应有基托作对抗，使基牙颊舌侧受的力量达到平衡。若单臂卡舌侧无基托对抗，则基牙因单臂卡的作用将会向舌侧移位。反之，有时由于前牙为深覆殆，当前牙缺失时，下前牙切缘咬在上颌缺牙区的腭侧粘膜上。此时设计为唇侧义齿修复上前牙缺失，义齿的舌侧无基托，因无容纳基托的间隙，这种义齿在上颌双尖牙的腭侧放单臂卡环，则基牙的颊侧应有基托对抗，以稳定基牙于原位。

2. 双臂卡环　这类卡环由颊舌侧两个臂组成，即固位臂与对抗臂。固位臂位于基牙颊侧导线龈方的倒凹区内，是游离的，末端具有弹性起固位作用。对抗臂为了真正起到与颊侧固位臂的交互作用，必须位于基牙牙冠舌侧导线上或导线殆方的非倒凹区，对抗臂无弹性是坚硬的部分。若对抗臂也位于基牙牙冠的舌侧倒凹区，则义齿戴入牙弓上后，义齿将产生颊舌向摆动，而不稳定。因此，对抗臂的主要作用是对抗义齿所受的水平向外力，防止义齿颊舌向移位，与颊侧卡环的固位臂共同稳定义齿于应在的位置。同时在取戴义齿时，可对抗固位臂产生的力量，以免基牙受力的作用而产生移位。

3. 连续卡环　连续卡环位于基牙牙冠的唇侧或颊侧。弯制或铸造而成。连续卡环主要起固位和稳定作用，防止义齿侧向移位。这类卡环位于基牙牙冠唇、颊侧的导线上，即非倒凹区，以利于取戴。一般连续卡环内可包括 4～6 个基牙，其舌侧有基托作对抗起交互作用。

铸造的舌侧连续卡环，位于基牙舌侧的舌隆突上，防止义齿鞍基殆方脱位，并具有分散殆力和对抗侧向外力的作用，可起到间接固位体应起的作用。

4. RPI 卡环　RPI 卡环为近中殆支托（R）、邻面板（P）和 I 型杆式卡臂（I）（图 7-2）。1963 年 Kratochvil 将 RPI 卡环应用于游离端义齿的卡环设计。

近中殆支托不仅起支持作用，而且可使基牙向近中倾斜，由于其近中有邻牙，使基牙保持不动。邻面板与基牙远中的导平面接触，与义齿的戴入方向一致。故当义齿受到殆力下沉时，邻面板也随之下沉。邻面板主要起稳定和固位作用。I 杆卡环可移动，对基牙的扭力和损伤小，且固位力强。

RPI 卡环的优点：

1）义齿鞍基承受垂直向殆力时，I 型卡臂离开牙齿，邻面板移至倒凹区，未与基牙接触，减少了对基牙的扭力。

2）义齿承受咀嚼压力时，近中殆支托垂直向下的小连接体和邻面板可起对抗作用，则不必设计舌侧卡环臂。当义齿人工牙承受载荷时，近中殆支托不会导致基牙远中龈组织产生挤压作用。

3）I 型卡臂与牙面接触面小，牙齿不易产生龋坏。

5. RPA 卡环　这类卡环是在 RPI 卡环的基础上发展起来的，唯一与 RPI 的不同点，是以圆环形卡环的固位臂来代替 I 型卡臂（图 7-3）。圆环形卡环又称为 Aker 卡环，故称为 RPA 卡环。改进的目的是克服 RPI 卡环使用时的不足。例如当患者口腔前庭深度不足，或基牙龈端存在软组织倒凹时，I 型卡臂不宜放置，亦不宜选用 RPI 卡环，则可采用 RPA 卡环。

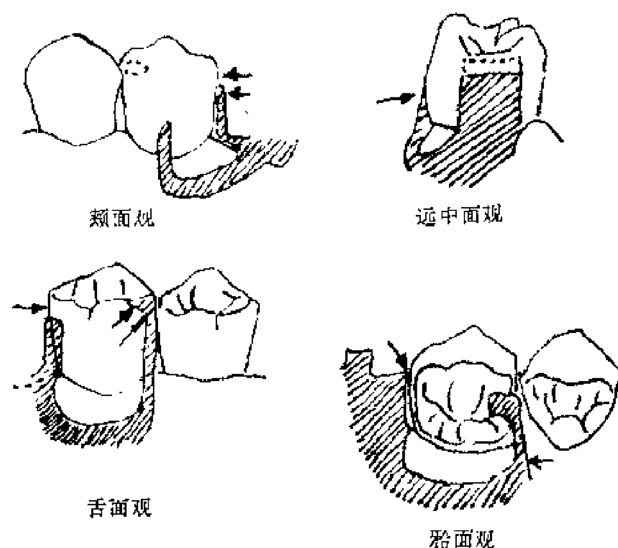


图 7-2 RPI 卡环

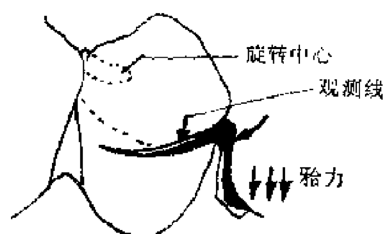


图 7-3 RPA 卡环

（三）殆支托的设计 殆支托位于基牙邻缺隙侧的近中殆面或远中殆面。支托主要由金属铸造而成，它在基牙殆面的位置，称为殆支托凹，或殆支托底面。殆支托底面与基牙长轴的垂线形成一定的角度，角度的不同，对殆支托殆力的传导有密切关系。传统的殆支托凹底的预备，认为应与基牙长轴垂直或小于 90°的斜面，并略向殆面中央倾斜，这样才可使义齿所受的殆力沿牙齿长轴垂直地向根周传递，这一观点已普遍为人们所接受。

随着生物力学的发展，许多学者对殆支托底面的斜度进行了研究，1985 年汪文骏用光弹方法对第二前磨、第二磨牙的四种殆支托凹底度数进行研究。实验结果指出：合理的殆支托凹底应预备成与基牙长轴垂线呈正 20°左右的夹角斜度（图 7-4），在这种情况下，从义齿上传来的垂直殆力，才能通过殆支托和基牙，顺长轴方向，均匀地传递到牙周支持组织。而且这种殆支托凹斜面，基本上与牙根支点到殆缘的连线正交（图 7-5）。

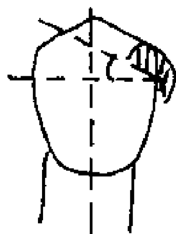


图 7-4　支托凹底与基牙长轴成正 20°夹角

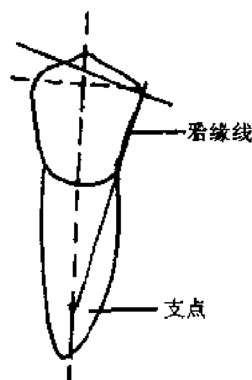


图 7-5　支托凹底与根部支点-龈缘线正交

1992 年王雅北等用有限元法研究殆支托底面的斜度，实验结果表明：殆支托底面与基牙长轴垂线的夹角应大于 0°，在前磨牙（即双尖牙）为 10°左右，磨牙为 20°左右系合理斜度。当双尖牙上殆支托底面斜度在 10°，磨牙在 20°时，其牙周膜最大应力值和最大应力差值最小。这是由于在合理斜度时，基牙所受的殆力，通过其转动中心，产生的侧向力较小，牙周膜中应力分布较均匀，故最大应力值和最大应力差值较小。当斜度大于 20°时，基牙所受的侧向力明显增大，使牙周膜中应力分布不均匀。

王雅北等曾对临床患者戴义齿的殆支托底面斜度进行临床调查。调查结果与传统观点不一致。未发现殆支托凹斜度与基牙长轴呈 90°或小于 90°者。多数殆支托凹与长轴垂直呈正 20°夹角。

以上研究说明传统的观点虽被人们所接受，但与实际情况不符，同时对这种传统的观点更未用力学的原理和方法去分析研究，如殆支托受到殆力后，力的传递是否是顺着牙长轴传至牙根，受力后牙周支持组织的应力分布如何？对组织有利还是有害？只有通过生物力学的实验和理论分析才能获得正确答案。这一新的观点的创立，是学者们不断努力，不断探索的结果。

（四）远中游离端义齿的设计　这类义齿的游离鞍基在基牙的远中，故称为远中游离端义齿。

由于游离端义齿远中无基牙支持，承受殆力时应力的分布较复杂，常使基牙产生损伤，失牙区牙槽骨吸收较多，义齿的功能受到一定影响。为此，国内外许多学者对游离端义齿进行了大量的研究。其目的是企图寻找到一种理想的修复设计，采用这种设计方法，可减小对基牙和牙槽骨的各组织的不利影响。

1956 年 Fenner 等研究发现，在戴入义齿时，基牙动度增加，取出义齿后，则基牙动度减小。Cecconi 等的研究认为使基牙承受过度负荷有两个原因，一种是义齿的移动；另一种是咬合力。义齿的移动程度与基托下软组织的厚薄和致密度有关，较厚的软组织比薄的移动度大，不致密的比致密的移动度大。基托与粘膜的贴合程度，与义齿的移动也有关系，这点与取印模的操作技术有密切关系。故游离端缺牙区应用流动性好的印模材料，在功能压力下取印模。这样承受殆力时，义齿才不会下移，或下移较少。对基牙产生的扭力也会小些。

关于咬合力的影响，有学者提出人工牙殆面与鞍基应有一定比例，一般为 1：3，牙槽嵴

差者可为 1∶4。通过减小牙尖高度或减少牙单位来减轻殆力，从而减小基牙的受力。

Christidou 等的临床研究认为影响基牙移动的因素很多。基牙向近中移动较明显，约 77.7%的基牙向近中移动，20.34%向远中移动。

1977 年 Thompson、Kratochvil 和 Caputo 用光弹实验方法对 7 种不同设计的游离端义齿进行研究。设计了 RPI 卡环、远中支托铸造双臂卡环、近中支托铸造卡环而颊舌卡环臂游离端位于基牙远中、远中支托颊侧锻丝卡环及舌侧铸造卡环、近中殆支托颊侧锻丝卡臂舌侧铸造卡环、远中支托颊侧半"T"型杆固位臂铸造舌臂、近中殆支托颊侧半"T"型杆固位臂铸造舌臂等七种支架。以 30kg 作垂直向加载。光弹实验结果表明：远中游离端可摘局部义齿，设计远中殆支托卡环固位臂游离端位于基牙颊面近中倒凹区时，当义齿承受咀嚼压力时，产生向牙弓后方的力量，使基牙牙冠向远中移位，根尖向近中移位，结果使基牙的牙周支持组织受到较大的水平向力，这种力对牙周支持组织将产生损害（图 7-6）。而设计近中殆支托和 I 型杆卡臂或锻丝颊臂卡环铸造舌臂时，能适当的分布垂直向殆力（图 7-7）。并指出殆支托愈位于牙弓的近中，则可使施加于基牙上的力愈接近垂直。

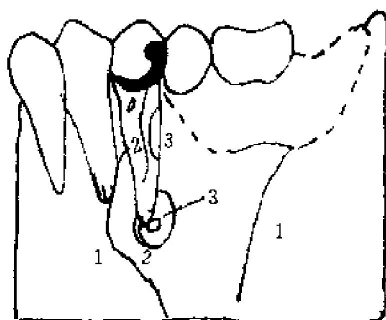


图 7-6　远中殆支托卡臂位于近中的光弹实验

1、2、3 分别表示条纹级别

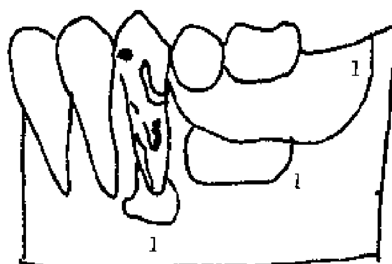


图 7-7　近中殆支托 I 杆长臂光弹实验

1978 年 Craig 等用有限单元法研究远中游离端义齿的应力分布。当磨牙缺失，以第二前磨牙为基牙进行修复设计，在基牙远中放殆支托，颊侧放 I 型杆卡臂。结果发现当以 222N 的负荷集中作用于第二磨牙的中央凹时，则磨牙后垫区应力值为 0，第二磨牙远中应力值为 25MPa，第二前磨牙的颈部应力值为 30MPa，牙根的远中降低为 20MPa，而在根尖区有明显的应力集中，应力值高达 100MPa。当在第一、二磨牙上施加分散载荷时，则第二前磨牙牙周支持组织的应力分布规律与集中在第二磨牙上加载荷应力分布相似，但应力值降低约 20%。

这一结果说明义齿人工牙承受分散的殆力时，作用于基牙牙周组织的应力小；反之，集中载荷，则作用于基牙牙周支持组织上的应力大，易使基牙受损伤。不管是集中载荷或是分散载荷，基牙的牙周组织的应力分布多集中在基牙的根尖和牙冠颈部。由于这些力的长期作用，故在临床上常见基牙根尖和牙冠颈部产生病损。

1982年McDowell等采用光弹性方法分析游离端义齿的间接固位体的作用。实验结果认为，间接固位体可将垂直向殆力传递到两个设有间接固位体的基牙上，将水平向殆力传递到间接固位体及加载荷对侧的主要基牙上，因而由于间接固位体的存在，减小了主基牙上的应力，将应力传至更多的支持牙上，条纹值由2.35减至0.37。间接固位体起到了平衡义齿、稳定和保护基牙的作用。

Kratochvil (1981) 用光弹分析游离端义齿采用附着体作固位体的情况。建议将基牙用夹板固定起来，这时近缺隙侧基牙的应力可明显的减小。

1983年和1985年汪文骏等用电测法对游离端义齿在垂直载荷的作用下，不同设计的应力分布进行实验研究。实验结果指出，近远中殆支托对基牙及牙槽骨的应力影响并不大，更重要的是作用力的方向，认为侧向殆力是影响基牙受力大小的主要因素；游离端义齿承受垂直向殆力时，是由基托下组织主要承担了力量；游离端义齿多采用混合支持，即粘膜下牙槽骨与基牙共同支持，但应分主次，如基牙好而数量多，牙槽嵴差，则可以牙支持为主，采用分散的多基牙多固位体；若基牙少而牙周支持组织较差，牙槽嵴丰满，则可以粘膜支持为主；若口内余留牙多时，则可多用基牙并使之分散，以有效地抵抗侧向殆力，但固位体进入倒凹区要浅，以减小殆力对基牙的影响。可在适宜时设计RPI、RPA卡环或回力卡环。缺牙区基牙可设置近中殆支托。并建议在设计游离端义齿时除注意上述问题外，还应尽量减小侧向殆力，防止基牙受损伤，其措施如下：

1. 缩短力臂　即缩短游离端人工牙的近远中径，或减数，少排1个人工牙。或者调节支点位置，例如改变殆支托的位置、基牙的位置，从而使义齿的转动中心位置发生变化，达到缩短力臂的作用。

2. 减小人工牙殆面的牙尖斜度　必要时可调磨对殆天然牙的牙尖斜度。

3. 加强义齿主连接部分的刚度　主要是对下颌义齿而言。例如下颌单侧游离端缺失，基托连接部分不能用弹性材料制作，因用这种材料可使近缺隙侧基牙受到较大扭力，虽然对侧有基牙和固位体，但殆力不能传递过去。故应设计有足够刚度的金属基托或金属板、金属杆，使义齿殆力得到分散。

1987年日本学者川崎贵生等采用有限元法分析游离端义齿的应力。将固位体设计为固定连接和活动连接。研究结果表明：加载时紧邻缺隙侧的基牙向远中移位；基牙牙周组织的应力分布固定连接者小于活动连接者。

1989年彭婉等用激光全息干涉法对上颌双侧游离端可摘局部义齿连接体进行应力分析，设计了四种类型，即全部塑料连接体；前部塑料基托加上弯制后腭杆；两侧塑料基托分开由弯制后腭杆连接体连成整体；以及由铸造后腭杆连接为整体等。研究结果显示：全塑料连接体双侧或单侧加载时义齿变形大，而前塑加弯制后腭杆变形较小，义齿基托粘膜上的应力也小。

总之，游离端义齿的情况较复杂，设计也是多种多样的，要说哪种设计是最适宜最理想的，尚不能完全定论，还得从患者的具体情况出发全面考虑。有人认为当基托是贴合的、稳

固的，这时卡环的设计对基牙的移动影响并不是主要因素；当基托不贴合时，卡环对基牙的移动才是主要影响因素。Berg 提出义齿的支持、稳定、平衡是设计的主要目的。作者认为在设计游离端义齿时，必须从力学的观点对𬌗支托的位置、数量、凹底面的角度，导平面位置，固位体，连接体和基托等的固位传力，甚至于人工牙的数量、形态等加以认真考虑研究，才能设计出较为理想地、符合患者口腔情况地游离端可摘局部义齿。

（五）肯氏Ⅲ类牙列缺损的设计　这类缺损缺隙的前后均有基牙，义齿的支持、固位和稳定作用均较好。临床上出现问题比游离端义齿少，故对此的研究不多。

1971 年 Johnston 等认为，Ⅲ类缺损的设计中基牙数量的决定，可参考 Ante 定律计算。Ante 定律为基牙牙周膜面积的总和应大于或等于缺失牙牙周膜面积的总和。与固定桥设计中基牙数量的确定原则相似。

Roberts (1980) 提出当缺牙多时，基牙间的跨度大，相应的人工牙恢复的功能也较大，将会造成基牙负担过重，建议多选用基牙，或加大义齿基托，以保护基牙。

MacGregor (1983) 采用三维光弹性方法研究了下颌第一磨牙缺失的修复设计。以第二前磨牙、第二磨牙为基牙，设计不同的𬌗支托和卡环。分析了各种设计基牙牙周组织的应力情况。共设计 6 种支架形式：

设计 1：在两个基牙的近中𬌗面和远中𬌗面设计小的𬌗支托，𬌗支托未伸至𬌗面近中凹。

设计 2：在两个基牙上设计全部覆盖咬合面的𬌗支托。

设计 3：在两基牙上均设计近中凹𬌗支托。

设计 4：磨牙上的近中𬌗支托超过中央凹，并在第一、二前磨牙之间设置𬌗支托。

设计 5：前磨牙设置远中𬌗支托，磨牙上放近远中双支托，基牙上均设置双臂卡环。

设计 6：前磨牙远中、磨牙近中放短𬌗支托，颊侧放 T 型卡环。支托由钴铬合金铸造而成，缺牙区用支架形成桥体，两端与固位体相连接。在桥体中央施加 2.5kg 的载荷。

实验结果发现：采用短小支托时（设计 1），则第二前磨牙根尖的条纹值为 14，而采用全部覆盖基牙𬌗面的𬌗支托时，则条纹值为 10.3。以上结果说明前者基牙的应力大而集中，后者应力小。这是由于全覆盖𬌗支托承受的𬌗力与基牙长轴一致，因而根尖应力小。设计 3 与设计 4 比较，则发现基牙根周支持组织的应力分布规律相似，而设计 4 支托位于两前磨牙之间，故第一前磨牙根尖区有明显的应力，条纹值为 7.5，比设计 3 的第一前磨牙根尖条纹值 3 大的多。

以上实验结果说明𬌗支托有明显的支持和传力作用，传力的大小因𬌗支托的大小、形态、在基牙上的位置的不同而异。以上研究未说明𬌗支托凹的斜度及夹角。

1993 年贾安琦等用有限元法对非游离端可摘义齿栓式附着体与支托承力进行应力分析，结果表明：第二前磨牙制备 10°𬌗支托凹的义齿基牙牙槽骨受力最均匀，附着体的传力接近 10°支托凹的传力，并可对基牙的倾斜自行限制，受外界影响小，对基牙有益，建议成品栓式附着体在临床推广应用。

作者认为肯氏Ⅲ类牙列缺损，在临床上多采用基牙与粘膜共同支持，但𬌗力主要由基牙负担。设计这类义齿时，𬌗支托凹底的夹角应接近 20°。当缺牙较多时，义齿的支点线应形成三角形或四边形，这样可使义齿获得良好的固位和稳定作用。

三、可摘义齿保留天然牙牙根的力学意义

在口腔修复临床中，国内外学者多提倡保留牙根进行修复。Miller (1958) 报道在全口义

齿下保留孤立的天然牙，10年后复查，发现覆盖基牙牙周组织重获健康。Waller 和 Strohaver（1976）还将这种覆盖牙根的修复方法应用于可摘局部义齿修复。

当牙冠大面积缺损，而牙根健康时，则将牙冠或牙根保留下来，在其上制作义齿基托，一般称为覆盖义齿。由于覆盖的牙冠或牙根的殆面和龈缘暴露于口腔中，常易患龋病或牙周病。可采取涂药防龋或清洗保持口腔卫生。近年来有些学者将牙根埋藏在口腔粘膜下，称为潜没牙根（submerged root），并在潜没牙根上制作义齿，已获得成功。但目前仍在不断地研究和改进。

（一）牙周组织结构的力学特点　牙周组织由牙周膜、牙槽骨牙骨质和牙龈组成。这里主要讨论牙周膜、牙槽骨的结构力学特点。

1. 牙周膜　牙周膜是位于牙根和牙槽骨之间的结缔组织。牙周膜内主要有胶原纤维，构成纤维束，排列呈一定方向，牙颈部为横向纤维，根尖区为垂直向纤维与牙长轴方向一致，其余根部纤维为斜向纤维，其结构由功能所决定。由于牙周膜的这种结构，使牙齿对垂直向力和侧向力的反应不同。牙齿承受垂直向力时，可使应力较均匀的分布于牙周膜上；承受侧向力时，则一部分牙周膜纤维过度紧张，而另一部分纤维受压松弛，故侧向力易造成牙周组织损伤。

牙周膜中除纤维外，还有细胞、血管、淋巴管和神经。在牙周膜中分布着丰富的神经纤维丛，有触觉感受器和接受痛觉的神经末梢。因此，加在牙冠上的极轻微的压力也能被感觉到，还可对压力的大小和方向有准确的定位，即可指出压力是施加于哪个牙齿上的。

牙周膜的功能主要是牙周膜纤维将牙龈、牙骨质和牙槽骨紧密地结合在一起，以支持牙齿行使咀嚼功能。牙周膜中还有造牙骨质细胞和造骨细胞，可继续形成牙骨质和牙槽骨。一个无髓牙，只要有健康的牙周组织，其中的牙周膜仍可继续形成牙骨质，维持牙体与牙周的连结，并有微量营养代谢。可见，一个无髓牙只要不构成感染，对机体是有益无害的，并为保存无髓牙提供了理论根据。

2. 牙槽骨　牙槽骨是颌骨的一部分，是包围着牙根的颌骨突起，根据其形状称为牙槽突或牙槽嵴。牙槽突的内壁接近牙根与牙周膜相连的部分为硬骨板，牙槽突外壁是致密的骨皮质，骨皮质与硬骨板之间是支持骨即骨松质。牙周膜与牙槽骨之间有血管、神经和结缔组织相贯通。可互相交换营养物质。

牙槽骨是不断地吸收、不断地新生，是人体骨质中最易变化的骨组织。其变化最多的是在接近牙周膜的地方，这主要是由于牙齿的生长、萌出和生理性移动而产生的。同时在牙齿行使功能时，殆力的刺激对牙槽骨的发育、结构也产生较大的影响。例如无功能性刺激的牙齿，其牙槽骨将产生废用性萎缩，骨小梁变细小，排列方向紊乱，髓腔变大，支持骨疏松。

（二）义齿保留天然牙牙根的力学效应　在口腔修复临床上常遇到不少患者不愿意拔牙，希望尽最大的努力保留牙齿，甚至于牙根。这是因为人们认为牙齿的数量是有限的，拔一颗就少一个；反之，保一个就会多一个，故不愿拔牙。还有极少数人是由于患有某种疾病不宜拔牙，或必须在监护下才能拔牙，对拔牙产生恐惧心理，因而保留了天然牙冠或牙根。保留的天然牙冠或牙根，应作根管治疗，要求无炎症、无其他病变存在，牙周组织是健康的，否则不应保留。

1. 保留天然牙的牙根或牙冠，当义齿承受殆力时，殆力不仅传至牙槽嵴的粘膜，同时也传至保留的牙根上，则殆力可由牙周膜传递到牙槽骨及颌骨，将殆力分散。此外，由于保留

的牙根负担了部分咬合力，从而减轻了牙槽嵴粘膜上受的压力，保护了粘膜组织。

2. 保留了牙根就保留了牙周膜的本体感受器和神经末梢，可以控制义齿上殆力的大小和方向，使殆力维持在生理限度内，起到保护基牙和粘膜组织的作用。

3. 保留牙根就保存了牙周组织，义齿上承受的殆力通过牙周膜传至牙槽骨，这个持续地有规律地生理性刺激，可促进牙槽骨的血液循环，维持牙槽骨的正常生理状态和新陈代谢。保证牙槽骨的成骨和破骨的正常功能。这种牙周膜的血管化反应，以及牙周组织的正常功能对牙槽骨和颌骨都是非常重要的。

1978 年许多学者的研究证实保留了牙根就保留了牙槽骨。Crum 等研究对比保留牙根作覆盖义齿与无牙颌作全口义齿，追踪观察 5 年。头侧位 X 线片发现保留下颌尖牙作全口覆盖义齿者，前部牙槽骨垂直向吸收平均为 0.6mm，而戴全口义齿者平均为 5.2mm，即相当于前者的 8 倍。进一步提高了义齿的咬合力。

4. 保留牙根就保存了牙周膜。由于牙周膜的存在，其造牙骨质细胞和造骨细胞、将持续地形成牙骨质和牙槽骨，仍可维持牙根和牙槽骨的正常形态。牙槽骨不会产生不断的吸收萎缩，保持着应有的高度、宽度和丰满度，对义齿的支持、固位和稳定都起着重要的作用。并可使义齿发挥更好的咀嚼效能。特别是远中游离端可摘局部义齿，若其远端保留 1～2 个牙根，则可减轻或防止游离鞍基的下沉，并有利于基牙和粘膜牙槽骨的健康。

四、可摘局部义齿功能的恢复

牙列缺损因缺牙的部位、数目不同，则丧失的功能大小也不完全相同。关于咀嚼功能的丧失和恢复的大小，目前常用咀嚼效率和殆力测定的方法来判定。

咀嚼效率(masticatory efficiency)指一个人在一定时间内将一定量的食物嚼碎的程度，以百分率表示，故称为咀嚼效率。咀嚼效率的高低可以代表咀嚼能力的大小，说明咀嚼活动的实际效果。殆力(occlusal force)指上下颌牙在功能过程中产生的力量，又称咀嚼压力(masticatory pressure)。Lassila 等 (1985) 对不同年龄的成年人戴用不同类型义齿的 89 例受试者最大殆力值的测定，结果表明：殆力随年龄的不断增大而减低；男性殆力大于女性殆力；天然牙的殆力大于义齿的殆力；局部可摘义齿恢复的殆力大于全口义齿恢复的殆力。

(一) 非游离端义齿的功能恢复　非游离端义齿指义齿鞍基前后均有基牙。日本学者河村洋二郎咀嚼效率的研究结果指出：第一磨牙缺失，咀嚼效率减少 33%；第二、三磨牙缺失，咀嚼效率减少 44%；第一、三磨牙缺失，咀嚼效率减少 66%。并认为牙齿缺失后用义齿修复，义齿的最大咬合力仅为健康天然牙的 1/3，甚至有时在 1/10 以下。黄跃华 (1990) 研究可摘局部义齿修复前后的咀嚼效率，结果表明：第一磨牙缺失，咀嚼效率丧失 35%，义齿修复前该患者的咀嚼效率为正常者的 65%，修复后为正常者的 81%，可提高咀嚼效率 16%。

第一磨牙的殆力测定，Schroder 报道成年人上下牙齿咬合时，第一磨牙的最大殆力值为 382N，也有人测得第一磨牙的殆力为 445N，作者经用自制殆力仪测定成年人第一磨牙殆力值为 343～441N，因存在个体差异，以及测试方法的不同结果也不同。并测试了第一磨牙缺失，戴用可摘局部义齿(活动桥)的殆力，分别测试男、女戴活动桥后的殆力恢复情况，同时以对侧健康的第一磨牙作对照组，结果提出：男性戴义齿者平均殆力值为 219N，而对照组为 404N；女性戴义齿者平均殆力值为 140N，对照组为 273N。义齿修复后恢复咀嚼功能约为 50%。

(二) 游离端义齿的功能恢复　游离端义齿指义齿的鞍基远中无基牙，而基牙位于鞍基的近中，例如肯氏 Ⅰ、Ⅱ 类牙列缺损。黄跃华等 (1990) 的研究结果指出：肯氏 Ⅰ 类牙列缺损，

咀嚼效率丧失73%，修复前为正常殆者的27%，义齿修复后为正常殆者的68.5%，故戴义齿后咀嚼效率提高41.5%。Ⅱ类牙列缺损，咀嚼效率丧失63.5%，修复前咀嚼效率为正常殆者的36.5%，义齿修复后为正常殆者的69.5%，戴义齿后提高咀嚼效率33%。周光明等（1991）对双侧游离端（肯氏Ⅰ类缺损）义齿的咀嚼效率进行研究。该研究是采用吸光度法和殆力测定方法。殆力测定法是分别测定双侧各人工牙殆力值，然后相加，求出总殆力值。结果显示：双侧游离端义齿戴用后咀嚼效率与殆力值呈正相关关系，即殆力值愈大，咀嚼效率愈高；并提出年龄与咀嚼效率呈负相关关系，即年龄愈大者咀嚼效率愈低，这可能是随着年龄的增大，牙齿缺失增多，牙周情况变差，同时牙槽骨吸收较多等原因所致。还发现双侧游离端义齿的人工牙采用西德拜尔牙较国产成品塑料牙咀嚼效率高；肯氏Ⅰ类牙列缺损者咀嚼效率在义齿修复前为正常殆者的43%，其对颌为天然牙，戴用义齿三个月后，该患者的咀嚼效率恢复到正常殆者的94%。并经咬合音诊断仪检查进行准确的调殆，建立良好的殆平衡，故咀嚼效率明显提高。

李惠玲等（1987）测定下颌游离端义齿的咬合力，仅测义齿人工牙的第一磨牙最大殆力值，结果表明：第一磨牙殆力值为137N，殆力值随着年龄的增大而降低，男性殆力大于女性殆力，单侧游离端义齿殆力值大于双侧游离端义齿殆力值。还发现1例双侧磨牙缺失的游离端义齿的殆力，偏侧咀嚼侧的殆力值为451N，废用侧仅为196N，两侧殆力值相差非常悬殊。

综上所述，义齿修复恢复咀嚼效率是较明显的，而且随着戴用义齿时间的增长，患者习惯使用义齿，咀嚼效率还可不断提高，戴用三个月后咀嚼效率恢复达到94%，说明义齿可发挥较大的咀嚼功能。此外，义齿的修复不仅恢复功能，还改善了患者的面容，恢复了患者心理上的平衡：义齿修复促进了全身心的健康。

五、义齿基托折断的力学分析

在临床上常见有些义齿戴用一段时间后，发生义齿基托折断的情况，其折断的原因甚多，但一般与力学有密切关系。

1. 上下颌义齿的基托折断情况　据不完全统计，上颌义齿基托的折断多于下颌，例如21件基托折断的义齿中，16件为上颌，其余5件为下颌。因其件数不多，尚应进一步研究。

2. 基托的折断在肯氏牙列缺损分类中的分布　肯氏Ⅳ类基托折断最多见，Ⅱ类次之，Ⅰ类较少。

3. 基托折断线的方位　对义齿来说有横折和纵折，前者多于后者。基托的横折多见于前牙缺失的义齿，断面多发生于义齿前部牙槽嵴顶附近，致使义齿的前部人工牙与唇侧基托分离。基托的纵折多见于后牙缺失的义齿。

4. 易折断的基托材料　多见于塑料基托，特别是国产的一般塑料基托，以及金属网基托。因网细殆力大，特别多见于余留孤立的下颌尖牙，如下颌仅有一个或两个尖牙存在时，舌侧基托很易在尖牙舌侧处折断。这是由于以尖牙为支点，左右基托翘动，产生高应力使基托折断。

（二）义齿基托折断的原因分析

1. 前牙缺失，又为深覆殆者，覆殆程度在Ⅱ度或Ⅲ度者，因前牙处义齿塑料基托较薄，当义齿行使咀嚼功能时，因殆力的作用，此处基托容易折断。若为金属基托则将克服这一问题。但应注意金属基托与人工牙的连接应坚固，防止人工牙与金属基托分离。

2. 塑料基托制作时未达到要求，基托的厚度不足2mm。这时义齿在咀嚼时，由于殆力的

作用基托容易折断。

3. 义齿的人工牙排列在牙槽嵴顶之外，如后牙缺失，义齿的人工牙排列在牙槽嵴的颊侧，功能时，牙槽嵴形成了支点，成为第一类杠杆，致使义齿基托折断。

4. 义齿的基托因制作中的取模或其他原因或者是牙槽骨的吸收，而造成基托与牙槽嵴上粘膜不贴合，咀嚼时义齿翘动，长期下去，则使义齿基托折断。

5. 咀嚼时患者用力不当，或突然咬合，或是不慎义齿坠地，致使基托折断。

以上诸多原因，归结为义齿受力不平衡，出现义齿不稳定的支点，这些支点，主要是由义齿𬌗支托形成的支点，如由粘膜与牙齿共同支持的义齿，义齿的基托由粘膜支撑，粘膜是软组织，具有一定的韧性，而𬌗支托是由基牙支持的，较坚硬，虽然牙周膜组织有一定的缓冲作用，二者相比则相差非常悬殊。当基托与粘膜不贴合时，咀嚼时𬌗支托就形成了支点，支点附近的基托容易折断。此外，还有义齿基托下组织形成的支点，例如粘膜组织下的骨突、上颌腭部的硬区及前牙缺失的牙槽嵴顶部均可形成支点，甚至牙槽骨的不均匀吸收等也可形成支点，而使义齿不稳定。凡是支点的部位，很易造成应力集中区域，这些部位的基托，由于长时期的高应力的作用，而导致基托折裂。

六、可摘局部义齿取戴的力学

可摘局部义齿是由患者自行取出和戴入的，因此在制作前进行设计时，就确定了义齿的戴入方式。牙齿缺失的多少和部位，以及牙齿的牙冠长度和倾斜度不同，则义齿的戴入方向和方式也不相同。

（一）义齿的戴入方式　义齿的戴入一般有平行戴入和旋转戴入两种方式。平行戴入式指义齿的卡环、基托、连接体等均与口内的基牙、余留牙和牙槽嵴接触的部分在同一方向，彼此之间保持着平行关系。这种平行戴入式临床上多采用。而平行戴入式中，义齿的戴入方向可能与牙齿𬌗而成垂直方向，叫做垂直戴入；如戴入的方向与牙齿𬌗而成大于或小于 90°角，则为斜向戴入，可防止义齿在吃粘性食物时𬌗方脱位。

旋转戴入式，即将义齿的一端或一侧先行戴入，然后以此为中心，再将另一端或另一侧戴入。这种戴入方式，义齿的固位好，不易从𬌗方脱位，特别适用于基牙牙冠短小，固位差的基牙，或者一侧基牙倒凹大的情况。

一般取出义齿时，旋转戴入式义齿应先取出后戴侧，再取另一侧。而平行戴入式，则多数由𬌗方取出义齿，因其戴入方向是由𬌗方向龈方就位，并从颊侧推义齿稍向舌侧而戴入牙列内的。取出义齿时，应顺着前牙或后牙的牙弓弧形、牙齿的排列方向及牙齿的突度从龈方向𬌗方脱出，便可较容易的取出义齿。例如取上颌义齿可用手指将义齿两侧卡环或基托固定，向下前方施力，并作向内的旋转则轻而易举的取下义齿。

（二）取戴义齿时应注意的问题　从力学的观点出发，义齿的取戴应注意以下问题：

1. 戴入时应顺着就位方向，经磨改早接触点后逐渐就位，直至𬌗支托、基托与牙齿𬌗面和粘膜密切接触为止，而不能施大力压义齿就位，以免压伤牙槽嵴粘膜和口腔软组织，或者将基牙损伤。

若为复杂义齿，缺失牙间隔多，应寻找就位方向，可由前向后，或由后向前戴入，或者先戴左侧后戴右侧，探试就位方向。一般原则是先戴入基牙倒凹大的一端或一侧，然后再使基牙倒凹小的一侧就位。

2. 初戴义齿时，就位后由于卡环将基牙卡抱的较紧，虽可将义齿就位，但取出时较困难。

也可能是由于义齿基托与基牙的近、远中面接触过紧，产生的摩擦力大，则不易取出义齿，这时不必用手强行取出义齿，可用脱冠器的钩固定在义齿的卡环或基托边缘，顺戴入的相反方向施力，便可较容易的取出义齿，取出义齿后经调改再戴入。

3. 取出义齿或戴入义齿时，均不宜使用过猛的力，应在掌握戴入方向的情况下、顺势缓缓用力，则义齿就可自然就位或取出，关键在施力的方向应合适。

4. 戴入义齿时，当义齿完全就位了，由于卡环的弹性臂进入基牙的倒凹区，则可听见有响声，说明义齿全部戴入。但应特别注意绝不能将义齿放入口腔内，上下颌咬合使义齿就位，这样就位由于殆力大，不易控制，很易损坏义齿，可使义齿折断，并可损伤基牙及口腔软组织。

第二节　全口义齿的生物力学

为上下颌牙齿全部缺失后，上下颌骨上仅余留牙槽嵴，牙槽嵴上覆盖着口腔粘膜。此时，患者咀嚼功能全部丧失，面下部变短，鼻唇沟加深，面容显得苍老。长期不进行修复，则可使咀嚼肌萎缩、松弛、张力减低，牙槽嵴发生吸收而变狭窄或低平，从而影响患者的身心健康。因此，牙齿缺失后应及时进行修复，以恢复应有的解剖形态和生理功能。

一、全口义齿的固位力

一般局部义齿的固位力主要来自基牙的卡环，而全口牙齿缺失后，口腔内一个牙齿也不存在，那么全口义齿又从哪里获得固位力呢？全口义齿的固位又十分重要，没有良好的固位，全口义齿戴在口腔内便不能咀嚼、讲话、表情，作上述动作时，义齿便松动或脱落。这不仅不会给患者带来欢乐，反而增加患者的心理负担。

全口义齿的固位力有以下几方面。

（一）吸附力　吸附力包括内聚力和附着力。内聚力是同分子之间的凝聚力；附着力是异分子之间的吸引力。在全口义齿与牙槽嵴粘膜面之间有一层唾液，唾液又附着于义齿基托组织面和牙槽嵴的粘膜面上，因此，唾液内产生的内聚力可使全口义齿的基托与粘膜面紧密贴合。这是由于全口义齿的基托与口腔粘膜面之间产生的吸附力，这种吸附力，当取出义齿时可以听到一种声音，并使取出义齿时感觉到有一种拉力，阻碍取出义齿。例如上颌全口义齿，由于基托大，吸附力好，有时不易取出义齿，这时，可以叫患者吹口气，或喝口水，则将其边缘封闭破坏，始能取出义齿。这说明吸附力是相当大的。故全口义齿可利用吸附力获得固位。

Craig 等用唾液的表面张力，测量其对全口义齿基托的固位关系。证实在一定条件下，唾液的表面张力大，则义齿可获得大的固位力。当唾液膜厚度为 22μm 时，则甲基丙烯酸甲酯基托的固位力为 13.7kPa，平均 4.2±0.2kPa。唾液膜愈薄，则义齿基托与口腔粘膜的吸附力愈大。

当义齿基托与口腔粘膜接触面积愈大时，唾液的附着面积也增大，附着力也增强。接触时间愈长，唾液的附着愈好，全口义齿的固位力也相应增大。但唾液的质和量对全口义齿的固位力有一定影响。且唾液的质和量因人而异。一般认为含粘液腺多，唾液量中等，有较好的吸附力。如果唾液粘稠度低，粘液腺含量少，流动性大，则对义齿固位不利。如唾液量分泌过少，患者口腔干燥，也会降低义齿的固位。而且义齿施加于粘膜上的压力，应均匀分布，

这样义齿行使咀嚼功能时，才可能对组织施出均匀压力，以增强义齿的吸附力。

义齿基托的组织面与粘膜面之间的吸附力，可用滑动方法使二者分开，但因基托位于牙槽嵴上，牙槽嵴呈拱形，中间高拱两侧低，基托如马鞍式的位于牙槽嵴上，可阻止基托组织面与粘膜面之间产生的滑动。当下颌牙槽嵴吸收、萎缩而成平坦或狭窄的牙槽嵴时，两面之间阻止滑动的能力消失或降低，义齿基托在粘膜面上易产生滑动。此时，可适当伸展舌侧翼缘区远端，可获得一定的滑动阻力，并增加吸附力，使义齿固位。

（二）大气压力　大气压力可使两物体紧密接触，周围空气不能进入，此时两物体向相反方向牵拉时产生负压，两物体难以分开，只有当拉力超过了负压之后，两个物体始能分开。全口义齿的基托与牙槽嵴上各部分的粘膜紧密贴合，基托边缘与周围的软组织保持严密的接触，形成良好封闭，在大气压力的作用下，空气不能进入基托与粘膜之间，从而增强义齿的固位。

Watt 曾计算出义齿基托的支持面积，无牙上颌为 22.96cm²，无牙下颌为 12.25cm²，因此，上颌义齿基托承受的大气压力比下颌大。大气压力作用的大小与义齿基托面积的大小、基托与粘膜的密合度，以及义齿的边缘封闭情况成正变关系。即义齿基托愈大，基托与粘膜之间接触愈紧密，基托边缘封闭愈好，则大气压力对义齿的固位力愈大。

印模是全口义齿制作步骤中的第一个环节，因此，印模是获得全口义齿固位力的基础和关键。印模必须准确，边缘伸展要适度，并获得粘膜转折处自然的宽度和深度。才能使全口义齿获得良好的功能效果。

（三）义齿基托边缘的封闭　全口义齿基托的边缘封闭，对义齿的固位和稳定有着密切的关系。而边缘封闭与口腔粘膜又密切相关，粘膜的部位不同，其性质和移动度也不同。牙槽嵴和硬腭上覆盖的粘膜，由于其与骨膜相连，且粘膜下层较薄，故具有韧性，而不能移动；唇、颊侧和口底的粘膜是疏松的粘膜下层，活动度大，随唇、颊、舌的运动而移动。口腔粘膜从固定粘膜到可移动粘膜交界处，有 2～3mm 宽的区域，全口义齿的基托边缘可在该区伸展 2～3mm，以获得良好封闭，此区称为边缘封闭区。封闭区的封闭作用好，可增强全口义齿的固位力。

（四）唇、颊肌与舌肌的拮抗作用　唇、颊肌和舌肌是两个作用力相反的肌组，由于两肌组的作用使上下牙列维持着正常的弓形，发挥应有的生理功能。可利用上述两肌组的拮抗作用，使全口义齿稳定在口腔内一定的位置（即相当于天然牙列应在的位置）。Brodic 认为全口义齿的基托适当的伸展和边缘的良好封闭，在此情况下，唇颊肌与舌肌的对抗作用，可使全口义齿获得良好的固位和稳定作用。Clickman 认为有天然牙列时，舌肌与唇、颊肌产生反作用力，以平衡使牙齿移位的咀嚼压力；口轮匝肌可以抵抗由下牙产生的唇向力和舌加在上前牙上的力量。舌是能多方向活动的肌肉，能从牙弓内各方向施加压力，以平衡唇、颊肌向舌侧的力量。

以上说明，天然牙列和人工牙列均可以利用唇、颊肌和舌肌的拮抗作用，使牙列内外的力量达到平衡，而得以维持牙列的形态，并获得固位和稳定。

综上所述，全口义齿的固位是以上几个方面相辅相成，共同作用，面又相互制约的结果。

二、全口义齿功能时的应力分布

全口义齿因部位的不同，分为上颌全口义齿和下颌全口义齿。由于其解剖形态和条件的不同，故将其受力后的应力分布情况，分述于后。

（一）上颌全口义齿功能时的应力分布　关于全口义齿戴用后的应用分布，国内外学者们

已作了一些研究。Waeda 等（1989）研究上颌全口义齿戴用后牙槽骨的吸收，以及吸收后义齿基托衬垫的影响，发现牙槽骨的吸收是由牙槽骨顶和其唇侧开始的，并涉及腭部；着力点向唇侧移位时，吸收则增加，着力点在腭部时，则衬垫后不再发生吸收。张少锋等（1991）采用三维有限元法对上颌全口义齿支持组织的应力分布进行研究。结果指出：上颌全口义齿在正中𬌗垂直向𬌗力的作用下，其各部分的位移均小（<0.07mm）。说明上颌骨组织具有一定的强度和刚度，且粘骨膜为粘弹性组织的缘故。上颌全口义齿所受的垂直向𬌗力，主要是以压应力方式传递至上颌骨的表面，最大压应力（700～1200kPa）集中在牙槽嵴上，特别是前牙区和前磨牙区的牙槽嵴上（图 7-8）。这说明戴用全口义齿后牙槽嵴发生持续性吸收的生物力学机理。黄琼等（1990）采用三维光弹应力分析法对上颌全口义齿戴用后的应力情况进行研究。在正中𬌗位和侧向𬌗位时，全口义齿承受垂向𬌗力时，牙槽嵴的应力最大值位于牙槽嵴顶两侧。

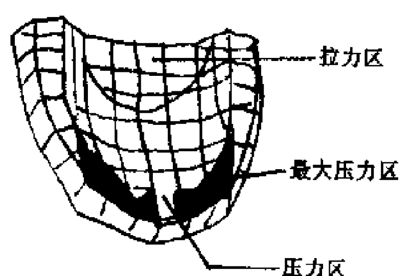


图 7-8　上颌骨的应力分布

（二）下颌全口义齿功能时的应力分布　杨永丰、胡国瑜等（1992）采用三维有限元法对下颌全口义齿的受力情况进行分析。结果发现下颌骨下缘在垂直𬌗力的作用下，出现弯曲变形，其下缘向下最大位移为 0.044mm，颏部位移为 0.055mm。这种位移是极小的，不明显的。并提出下颌全口义齿承受𬌗力时，最大压应力分布于后牙的牙槽嵴顶及其颊侧区，以及前牙区的舌侧中线处（图 7-9）。应力值为 348kPa。当下颌全口义齿在𬌗力的作用下，主要以压应力传递至牙槽嵴上时，前牙区舌侧受到明显的压应力，其唇侧主要受到的是拉应力。

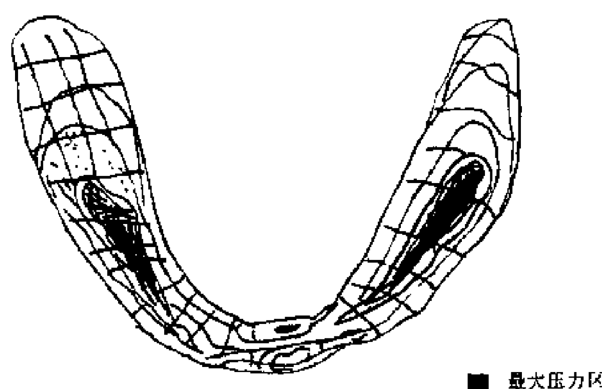


图 7-9　下颌骨的应力分布

义齿的磨光面即全口义齿基托的外表面及人工牙面，其应力分布表现为前牙舌侧基托中部和人工前牙较明显，应力值为 395kPa。前牙切缘的拉应力最大，应力值大于 500kPa。而后

牙及前牙唇、舌侧基托边缘为压应力区。

义齿组织面的应力，在后牙区颊、舌侧和其后缘，以及前牙区牙槽嵴顶为拉应力，后牙的牙槽嵴顶及前牙唇、舌侧基托边缘为压应力，最大压应力集中在下前牙唇侧基托的中线处，应力值为646kPa。

三、全口义齿基托折断的力学分析

全口义齿的基托在临床上常见有断裂情况，多数学者统计，上颌全口义齿折断者多于下颌全口义齿。如周敬行等（1988）统计，534件全口义齿折断中，上颌全口义齿折断者为414件（77.53%），下颌全口义齿120件（22.47%）。在146件上颌全口义齿基托折断中，正中部位裂开的有112件（76.70%）。从折断原因来说，一般认为是基托不贴合，咬合不平衡或人工牙排列于牙槽嵴顶颊侧等。随着生物力学的发展，将从力学的观点用先进的手段，研究分析全口义齿基托折断的原因和机理。

（一）上颌全口义齿基托折断的力学分析　上颌全口义齿的形状是类似弓形的圆拱状的壳体，义齿的形状结构较复杂。其人工牙𬌗面受到垂直向𬌗力的作用时，实际承受的是垂直力的分力。

Matthews（1956）用光弹分析法、电测法研究上颌全口义齿的应力情况，结果发现基托前腭区的拉应力最大。Johnson等（1965）用实验应力分析法研究上颌全口义齿的基托折裂情况，实验结果认为折断线恰位于义齿基托的中线部位，与临床上常见的上颌全口义齿基托折裂部位一致。周敬行等（1988）用三维有限元法对全口义齿基托折裂原因进行分析，其结果指出，当全部牙列分别加载时，拉应力集中于前牙区及前腭部和基托的后堤区，在基托的中线及其两侧出现拉应力区域。压应力分布于腭顶部及磨牙区的腭侧，形成基托中部受压区。当单侧后牙分别加载时，应力分布与全牙列分别加载相似。但应力较小，分布较均匀，应力在加载侧后牙区及其腭侧部集中，后堤区拉应力较大，且拉应力大于压应力。当前牙区分别加载时，应力分布类似全牙列分别加载，拉应力集中在尖牙区及其腭侧，腭顶部为压应力区，在两侧上颌结节区附近出现受压区。以上情况为基托中层面应力的分布状态。

在上述三种加载作用下，基托内均出现剪应力，且剪应力对称于中线两侧。临床上出现的上颌全口义齿基托断裂，主要是基托中线附近的拉应力大于压应力，拉应力促使基托破坏。剪应力（最大剪应力2MPa）虽小于拉应力（最大拉应力为4MPa），但其对基托的破坏作用大。拉应力与剪应力的共同作用促使义齿基托断裂。提示临床医师在设计和制作义齿时应尽可能减小拉应力及剪应力的产生。

李国珍等（1992）采用电测法、光弹法研究了动、静态载荷作用下上颌全口义齿的基托纵裂应力情况。实验结果提出，上颌全口义齿基托纵裂的原因为：①义齿基托唇系带的形状为尖形切迹者加上硬腭前部高应力区，易造成基托纵裂（切迹为圆形者，该处应力值则较小）；②全口义齿基托的中线区受交变应力的作用，产生材料疲劳现象；③义齿制作不符合工艺要求，从而降低了基托材料的强度，使基托纵裂。一般义齿基托材料的拉伸强度为48～62MPa，压缩强度为76MPa，然而在882.6N的静载荷下基托的最大应力约为1.7MPa，动载荷时则为0.9MPa，完全可满足口腔日常功能的需要。但由于制作时，破坏了材料的连续性、均匀性，如基托中含气泡，各处密度不一等，则基托有局部应力集中，降低了材料的强度。

（二）下颌全口义齿基托折断的力学分析　下颌颌骨形状类似马蹄形，下颌全口义齿为弓形壳体，义齿基托与口腔粘膜接触面积小。其横断面，基托好像马鞍形位于牙槽嵴上。因此，

下颌义齿的承载应力面积小，功能应力的分布较复杂。

1954年Regli等研究下颌全口义齿塑料基托以及基托内加入各种材料的网状结构，考察其断裂情况。实验结果表明：塑料基托（不加网状结构）弯曲变形最大，易断裂；塑料基托内加入金属基托则变形小，不易断裂。

1992年杨永丰、胡国瑜等用三维有限元法对下颌全口义齿进行应力分析。研究结果认为下颌全口义齿呈马蹄形，其近远中向的距离较长，唇舌向、颊舌向较窄，均为薄弱环节，在正中𬌗位的𬌗力作用下，在基托的磨光面、中层面和组织面的前牙区牙槽嵴顶偏舌侧区、切牙的切缘区，以及后牙区的颊侧翼缘区出现较大的拉应力集中区，并发现义齿在前磨牙、第一磨牙区向下，前牙区向上的弯曲变形。由于后牙的横径（颊舌径）大于前牙，故其拉应力值小于前牙，变形引起的基托断裂多发生于前牙区。这主要由于前牙区拉应力集中，尤以切缘区最大，人工牙内部次之，故在临床常见下颌全口义齿基托断裂多发生于前牙区。因此，应特别注意加强前牙区唇舌基托的强度，并防止"沟槽"薄弱环节的产生。

四、全口义齿咀嚼功能的恢复

全口义齿修复后咀嚼功能的恢复程度是评价全口义齿修复效果的重要标准。关于这方面的研究，国内外学者已作了大量工作，主要是通过咀嚼效率的测定和𬌗力的测定手段来判定。

（一）全口义齿咀嚼效能的测定　Dahlberg（1942）研究了各种不同食物对咀嚼效率的影响，认为选择试物的标准应为：适宜的硬度和小的粘度，试物碎块不粘连，咀嚼时不易吞咽，不溶于水和唾液。Kapur认为采用筛分称重法时，以花生米、胡萝卜作试物较好。1981年日本学者增田元三郎首先提出用吸光度法测定咀嚼效能。1988年叶秀芬等用吸光度法研究戴用全口义齿后的咀嚼效能及颞肌、嚼肌肌力的变化，实验结果指出：全口义齿的咀嚼功能随戴用时间的增长而逐渐提高；咀嚼肌的肌电积分均值也随戴用时间的增长而增高。戴用全口义齿半年后咀嚼效能为同龄有牙者的63%，一年后为81%。1992年林映荷、胡国瑜等采用吸光度法对90例全口义齿患者的咀嚼效能进行测定分析。实验结果表明：戴用全口义齿者的咀嚼效能均低于正常有牙者，且两者之间有显著性差异；戴用全口义齿的咀嚼效能随戴用时间的增长而逐渐提高。戴用1周者咀嚼效率为44.61%，1月者为48.33%，3月者为57.62%，6月者为69.89%。上述结果几个研究者相似。由于全口义齿戴入口腔内逐渐适应、习惯，随着戴用时间的加长，患者掌握了义齿的使用方法，故咀嚼效率逐渐提高。

（二）全口义齿的𬌗力测定　1988年王毓英等用电测法测得8例全口义齿第一磨牙的𬌗力值，左侧为94.1±50N，其右侧为132.7±20N。1989年王雅北等对60例戴用全口义齿1年半以上的患者进行𬌗力测定，测试结果为：男性戴用全口义齿𬌗力值显著大于女性；各人工牙的𬌗力值男性前牙最小，为39～42N，第一磨牙和第二前磨牙最大，为75～92N，女性平均约为50N。从𬌗力值分析，全口义齿的最大𬌗力男性约为正常者的1/5，女性约为正常者的1/6。郑光榕等的研究认为全口义齿的𬌗力随着戴用时间、咀嚼肌肌力的恢复及颞颌关节的适应程度而逐步提高。Okane等（1979）对全口义齿患者的𬌗平面倾斜度问题进行了𬌗力测定的研究。结果指出：全口义齿𬌗平面与耳屏鼻翼连线相平行时𬌗力值最大，𬌗平面向前或向后倾斜时，𬌗力值均减小。Joniot（1981）测试了不同水平颌位时咬合力的大小，研究结果认为在牙尖交叉接触位时，咬合力最大。

（赵云凤）

参 考 文 献

1. 汪文骏．殆支托凹的合理斜度—光弹应力分析结果．实用口腔医学杂志，1985，1：15.
2. 王雅北．用有限元方法探讨殆支托底面的合理斜度．中华口腔医学杂志，1992，27（1）：48.
3. 王雅北等．殆支托和殆支托窝的临床调查．现代口腔医学，1990，4（2）：99.
4. Thompson WD，et al. Evaluation of photoelastic stress patterns preduced by various designs of bilateral distal--extension removable partial dentures，J Prosthet Dent，1977，38（3）：262.
5. Craig RG，et al. Stresses from Loading distal—extension removable partial dentures. J Prosthet Dent，1978，39（3）：274.
6. 门崎贵生等．有限要素法を利用レ太遊離端欠損症例におけろ応力解析．第Ⅰ報，補綴誌，1987，31：287～295.
7. MacGregor，AR et al. The support of bounded saddles，J of Dentistry，1983，11（2）：139.
8. 河村洋二郎．新编口腔生理学上卷．京都：永末书店，1956；37.
9. 张少锋等．上颌全口义齿支持组织的三维有限元分析．实用口腔医学杂志，1991，7（3）：139.
10. Matthews，E. Stress in Denture Bases，Br Dent. J，1956，100：167.
11. Regli，CP，et al. Denture Base Deformation During function，J Prosthet Dent，1954，4：548.

第八章　牙颌面畸形矫治的生物力学

第一节　牙移动的生物力学

一、牙移动的阻力中心和旋转中心

正畸治疗中，牙移动的类型通常分为倾斜移动、整体移动、控根移动、垂直移动和旋转移动，但从力学的观点来看，只有平动和转动两种基本方式，这两种基本移动方式取决于旋转中心和阻力中心的位置关系。

（一）基本概念

1. 力　物体间的相互机械作用，其结果是使物体运动状态发生变化（外效应）或使物体产生变形（内效应）。力有三个基本要素，即力的大小、方向和作用点。

2. 力的基本性质

1）二力平衡条件：受二力作用的刚体处于平衡状态的必要条件是这两个力大小相等、方向相反，作用在一条直线上。

2）力的平行四边形法则：作用于物体上同一点的两个力可以合成为一个合力，该合力也作用于该点，合力的大小和方向可用以两分力为邻边所组成的平行四边形的对角线表示。

3）作用力和反作用力定律：当一物体对另一物体有一个作用力的同时，另一物体对该物体也有一反作用力，二力大小相等、方向相反，在同一直线上，分别作用于两个物体。

3. 力矩（moment）　物体的转动作用由力的大小和力到转动中心的垂直距离的乘积来决定，该乘积取正负号以区别转动的方向，一般以逆时针方向为正，反之为负，这就是力对点之矩，简称力矩。

4. 力偶（couple）　指大小相等、方向相反、且不在同一直线上的两个平行力所组成的力系。力偶矩等于力乘力偶臂。

5. 力偶的性质

1）力偶无合力，即不能用一个力代替，它是一个再不能合成的特殊力系。

2）只要保持力偶矩的值不变，可以根据各种目的改变其力和力偶臂的大小，而对物体作用的效应不变。

3）力偶对物体的作用与矩心无关，故可以在不改变力偶矩的条件下，将力偶在平面内任意移动。

6. 阻力中心（center of resistance）　指物体运动约束阻力的简化中心。在自由空间中，物体的阻力中心即是其质心，在重力场中，物体的阻力中心即是其重心，受约束的物体（如牙槽骨中的牙）的阻力中心决定于周围环境的约束状态。牙的阻力中心是牙及其周围支持组织所固有的，不受外力的影响。单根牙的阻力中心在牙长轴上，约位于牙根颈 1/3 与中 1/3 交界处，多根牙的阻力中心约位于根分叉下 1～2mm 处。

7. 旋转中心（center of rotation）　指物体在外力作用下转动时所围绕的点。旋转中心

随外力及力矩的变化而变化，它与阻力中心是两个完全不同的概念。

（二）正畸治疗中牙移动的类型

1. 倾斜移动　指牙冠与牙根作相反方向的移动，这是一种最常见的移动类型。

2. 整体移动　指牙冠与牙根作相同方向的等距离移动。

3. 控根移动（controlling root movement）　保持牙冠基本不动，只让牙根移动。根据牙根移动的方向不同又分为：①转矩（torque）：唇（颊）舌向控根移动；②竖直（upright）：近远中向控根移动。

4. 垂直移动（vertical movement）　是整体移动的另一种形式，只是其移动的方向是上下垂直的。按其上下的方向不同又分为：①伸出移动（extrusion movement）：向殆方垂直移动；②压入移动（intrusion movement）：向根方垂直移动。

5. 旋转移动（rotation movement）　指牙体绕牙长轴的转动。

以上所述是正畸治疗中牙移动的几种类型，但实际上牙的移动往往不是呈某单一类型，而是以上几种类型组合而成的复合类型。在正畸临床上，牙移动的类型虽然很复杂，但从力学观点来看只有两种最基本的方式。

（三）牙移动的两种最基本的方式　牙移动最基本的方式只有两种：平动和转动（图 8-1），这两种方式取决于旋转中心和阻力中心的位置关系。

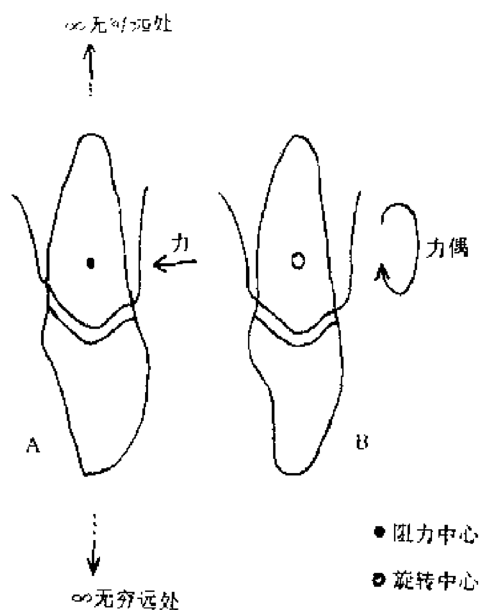


图 8-1　牙移动最基本的方式

A. 平动；B. 转动

1. 平动　当一外力力线通过牙的阻力中心时，牙产生平动，此时旋转中心距阻力中心无穷远。

2. 转动　当一力偶以阻力中心为圆心使牙旋转时，牙产生转动，此时旋转中心在阻力中心处。

单纯的平动和单纯的转动是牙移动的两种最基本方式，其它任何类型的移动都可以由单

纯的平动和单纯的转动组合而成。换言之，如果使用一经过牙阻力中心的力 F（产生单纯的平动）加上一单纯的力偶 M（产生单纯的转动），使其二者的相对大小比率（M/F 比率）发生变化，就能控制任何类型的牙移动。其表现为，随着 M/F 比率的变化，牙移动的旋转中心在无穷远到阻力中心之间有规律的变化。

（四）M/F 比率和牙移动的控制

1. 一个经过牙阻力中心的力加上一单纯的力偶的情况（图 8-2）。

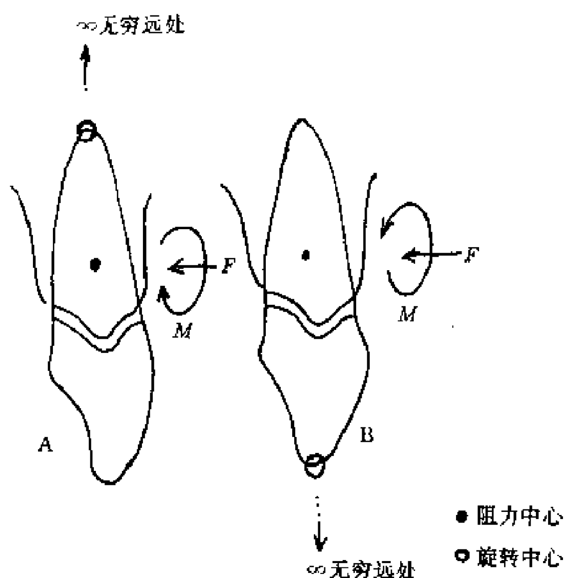


图 8-2　经过牙阻力中心的力加上一单纯力偶的情况
A. 力偶为顺时针向；B. 力偶为逆时针向

1）力偶为顺时针向时。

（1）当 $M=0$ 时，旋转中心在无穷远处，牙齿平动。

（2）当 M 逐渐增大时，旋转中心从无穷远处向根尖移动。

（3）当 M 逐渐增大时，旋转中心到达根尖，再从根尖移向阻力中心。

（4）当 M 相对于 F 无穷大时，旋转中心到达阻力中心，牙齿转动。

2）力偶为逆时针向时：

（1）当 $M/F=0$ 时，旋转中心在无穷远处，牙齿平动。

（2）当 M/F 逐渐增大时，旋转中心从无穷远处向切缘移动。

（3）当 M/F 继续增大时，旋转中心到达切缘，再从切缘移向阻力中心。

（4）当 M/F 为无穷大时，旋转中心到达阻力中心，牙齿转动。

由此可见，使用一个经过阻力中心的力和一个单纯的力偶，通过改变二者的比率关系，可以控制牙的移动。但是，临床上因为解剖结构的限制，不可能将力直接施于阻力中心，而是将力施于牙冠（锁槽）上。

2. 一个作用于牙冠（锁槽）上的力加上力偶的情况　施加一个力和力偶作用于牙冠（锁

槽）上，力和力偶方向如图 8-3 所示，锁槽到牙阻力中心的距离为 10mm，随着 M/F 比率的变化，旋转中心位置的变化也是有规律的。

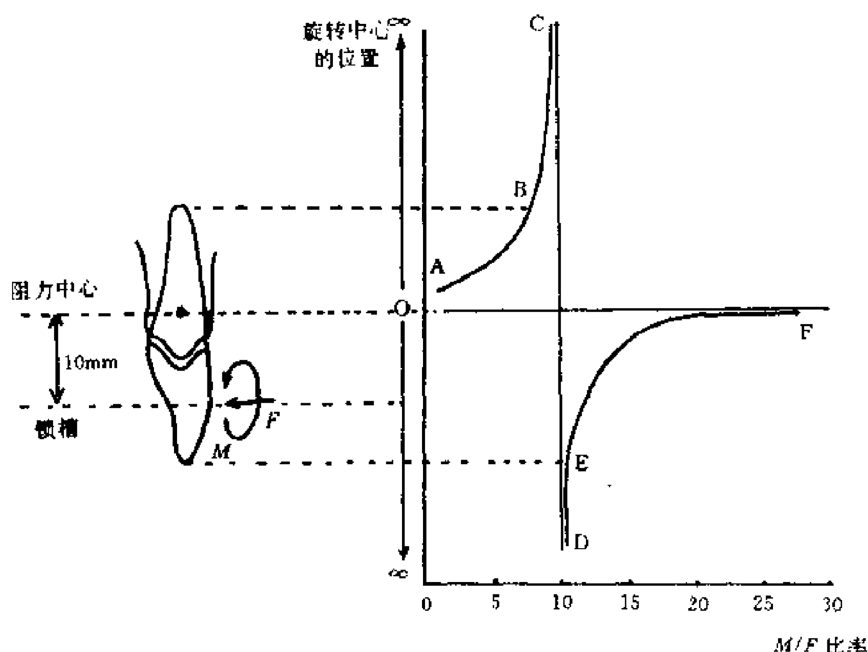


图 8-3 作用于牙冠（锁槽）上的力加上力偶的情况

（1）当 $M/F=0$ 时，旋转中心在阻力中心和根尖之间，靠近阻力中心（图中 A 位置）。

（2）当 M/F 增大时，旋转中心移到根尖（图中 B 位置）。

（3）当 $M/F=10/1$ 时，旋转中心移到根尖方的无穷远处（图中 C 位置），牙齿平动。

（4）当 M/F 超过 10/1 时，旋转既改变方向，旋转中心从切缘方的无穷远处（图中 D 位置）移向切缘。

（5）当 M/F 继续增大，约为 12 或 13/1 时，旋转中心移到切缘（图中 E 位置）。

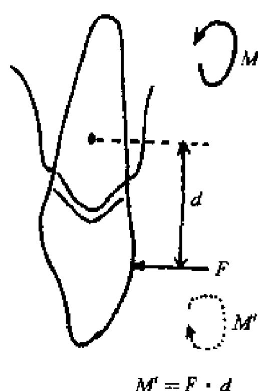
（6）当 M/F 逼近无穷大时，旋转中心逼近阻力中心（图中 F 位置），牙齿接近于单纯转动。

许多学者采用光弹法、激光全息干涉法等实验应力分析法，也有学者采用三维有限元分析等理论应力分析法来研究 M/F 比率和旋转中心的位置关系，结果发现 M/F 比率决定了牙移动的类型，其较小的变化都能引起牙移动类型较大的改变。如前所述，当 M/F 比率为 8/1 时，旋转中心在根尖，牙齿为倾斜移动；当 M/F 比率为 12/1 时，旋转中心在切缘，牙齿为控根移动；当 M/F 比率为 10/1 时，旋转中心在无穷远处，牙齿为整体移动。可见，可以通过调整 M/F 比率，控制牙移动的类型。

3. 牙移动的控制原理

1）根据前面讨论的 M/F 比率和旋转中心位置的关系，可以将牙移动的控制原理总结为：M/F 比率决定了旋转中心的位置，从而控制牙移动的类型，通过调整 M/F 比率，可以获得所需要的牙移动类型。

如图 8-4 所示，F 为一个作用于牙冠（锁槽）上的舌向力；M 为作用于牙冠上的力；d 为



$M'=F\cdot d$

图 8-4　牙移动控制原理示意

锁槽到阻力中心的距离，M' 为 F 所产生的力矩，$M'=F\cdot d$。牙移动的控制原理如表 8-1 所示。

表 8-1　牙移动的控制原理

M/F	旋转中心位置	牙移动类型
$M=0$，$F=0$	无	不动
$M=0$，$F\neq0$	在阻力中心到根尖之间	倾斜移动（非控制性）
$M\neq0$，$F=0$	在阻力中心	单纯转动
$M\neq0$，$F\neq0$		
· M 与 M' 同向	在阻力中心到根方无穷远之间	倾斜移动（冠倾>根倾）
· M 与 M' 反向		
· $M=M'$	在无穷远处	单纯平动
· $M>M'$	在阻力中心到冠方无穷远之间	倾斜移动（根倾>冠倾）
· $M<M'$	在阻力中心到根方无穷远之间	倾斜移动（冠倾>根倾）

2）旋转中心的位置依赖于 M/F 比率，而不单独依赖于 M 或 F。

3）虽然 M/F 比率决定了旋转中心的位置，但这是在阻力中心位置一定的情况下。如果阻力中心位置不同，即使 M/F 比率一样，旋转中心的位置也不一样。

（五）阻力中心的性质和位置　阻力中心是正畸学领域争论较多的问题之一。一般认为阻力中心的性质为：当外力力线穿过牙体阻力中心时，牙体将发生平动；当外力力线不穿过牙体阻力中心时，牙体将发生有平动和转动的复合运动。因此，牙体阻力中心位置与外力力线的关系，直接影响牙体受力后的移动趋势。所以，阻力中心的定义、性质和位置是正畸治疗中的关键问题之一。

50 年代，人们曾认为牙体的旋转中心直接影响牙体受力后的移动趋势，因为牙体的倾斜移动总是绕旋转中心转动产生的，如 Muhlemamn（1951～1960）研究牙移动的系列文章大多在测量研究牙体的倾斜移动，认为牙体绕旋转中心转动，旋转中心的位置是决定牙体运动趋势的关键，但对旋转中心的根本性质讨论很少。60～70 年代的研究发现，旋转中心并非固定不变，且很难直观地找出旋转中心与所施作用力的关系，如 Burstone（1969）指出，牙移动与所施加的力呈对数函数关系，旋转中心决定于作用在牙体上的力矩/力比率，而不决定于力的大小。80～90 年代的研究逐渐发现阻力中心才是决定牙体运动趋势的关键，阻力中心与转动中心是两个不同的概念，并对阻力中心的性质和定义进行了探讨。根据物理学原理可知：在

二维平面内的任意一个封闭的几何图形，总有其一定的形心，当外力力线通过此形心作用时，该图形将沿此外力作用方向平移，该几何图形的阻力中心即为其形心；如果物体为质量空间中的自由体，当外力力线通过该自由体的质心作用时，也可使该自由体沿外力方向平移，该自由体的阻力中心即为其质心；如果自由体位于重力场内，其阻力中心即为其重心．此时该物体受到的约束力只有重力；牙体位于牙槽窝中，受到牙周膜和牙槽骨等牙周支持组织的约束，牙体的阻力中心即为牙周支持组织约束力的简化中心。当然，牙体本身也受到重力的约束，但牙体的重量与牙周膜强大的约束力相比，几乎可以忽略。因此，牙体阻力中心与牙根形态和长度，以及牙根表面牙周膜的分布有关，如果牙周支持组织的解剖形态不变，那么，牙体的阻力中心也是一定的。

尽管多数学者都认为牙体存在阻力中心，但对阻力中心的位置却存在争论。Burstone（1965）将单根牙的牙根形态抽象为抛物线形（二维），认为：牙根的抵抗（阻力）中心，或其几何形心，位于从牙嵴顶至根尖全长的 40%处。Davidian（1971）运用静态平衡力系的基本原理，建立了一个二维计算模型，计算出牙体的阻力中心位于从根尖到牙槽嵴顶的 56～61%处。Burstone（1980）在二维模型的基础上，引入三维模型，牙根为旋转抛物体型（铝制、放大 10 倍的中切牙），将该模型置入由硅橡胶作为牙周膜、人造石代替牙槽骨的模拟牙槽窝内，用激光全息干涉法测定，发现阻力中心的位置与三维模型的质心（长轴线上的颈 1/3 处）基本一致，而与二维模型的质心（长轴线上的根 2/5 处）相差较大。Dermaut（1986）用散斑干涉法研究了一具尸体的上颌第一磨牙，以 Araldif208 模拟牙周膜，实验结果为：该第一磨牙的阻力中心约位于根分叉稍近𬌗方处。Burstone（1988）用三维有限元模型计算了上中切牙的阻力中心，模型有两个改进：①牙根形态采用真实形态而非旋转抛物体；②牙周膜按 Coolidge 的测量值，厚度不均匀，结果表明上颌中切牙的阻力中心位于牙槽嵴顶至根尖的龈方 24%处。而在早期用二维模型的研究中，阻力中心的位置分别为 40%（长轴线上的根 2/5 处）、52%（从根尖到牙槽嵴顶的 56～61%处）。在用三维模型的研究中，阻力中心位于 33%（长轴线上的颈 1/3 处）。随着模型相似性的改善，其阻力中心更向𬌗方靠近。刘福祥（1989）采用激光全息干涉法研究了尸体颅骨上单根牙的阻力中心，也认为上颌单根牙的阻力中心位于牙根的颈 1/3 处。

二、矫治力与牙移动速度的关系

正畸治疗中，力的传递过程为：矫治力作用于牙齿，牙齿将力传递到牙周膜，牙周膜再将力分布于牙槽骨，牙槽骨发生组织改建，产生牙移动。牙移动的速度与矫治力的种类和大小密切相关。

（一）矫治力的种类

1．以矫治力的强度分类　Schwarz 根据组织对外力的反应情况，将矫治力分为四级。

第一级：力量过小或时间过短，不能引起牙周组织的明显反应。

第二级：温和而持久的矫治力，其强度不超过毛细血管压力（即 1.96～2.55kPa），这种强度的力量，既能完成牙齿的移位，又不损害组织。

第三级：力的强度大于毛细血管压力，软组织的血液循环因受压迫而停滞，软硬组织都要受到损害，甚至发生坏死。坏死的部分不能进行正常生理性破骨与成骨活动，而需要通过潜行性的骨吸收方式被吸收。死骨吸收后，牙齿才能移动。由此可知，力量过强，牙齿的移动反变慢，并且还有引起牙根吸收的可能。

第四级：力量的强度可压毁牙周膜，而使牙根与牙槽骨直接接触。牙髓的血液循环可能因压迫而断绝，牙周膜坏死，牙根发生吸收，结果使牙根与牙槽骨发生固着粘连，牙齿反而不能移动。

2. 以矫治力的大小分类

1）轻度力量：如常用的乳胶橡皮圈，其力值在 0.59N 以下。

2）中度力量：如各种弓丝簧曲，其力值为 0.59～3.43N。

3）重度力量：如以头颈部为支抗的口外牵引力，其力值在 3.43N 以上。

3. 以矫治力的作用时间分类

1）持续性力：可持续作用于牙齿的矫治力，这种矫治力可经历几周甚至几个月，直至牙齿被移动，弓丝回复到原来位置弹力消失为止。

2）间歇性力：矫治器加力后在较短的时间内力消失或衰减，需要再次加力，如大部分活动矫治器产生的矫治力。

（二）矫治力大小和牙移动速度的关系　典型的牙移动过程按其移动速度可分为三个阶段：初始阶段、迟缓阶段和迟缓后阶段。初始阶段代表牙齿在牙周空间的物理性位移。在初始阶段，轻力和重力所产生的效果相同，尽管轻力需花几天才能完成这一位移，而较重的力几秒就能完成，但其绝对位移量无明显差别。与力的大小相比，牙周空间宽度是决定初始阶段牙齿绝对位移量的更为重要的因素。迟缓阶段有两种解释：一种认为它代表了厚而硬的皮质骨骨板的吸收过程；另一种认为它代表了牙周膜产生透明样变，牙槽骨进行潜行性吸收的过程。在迟缓阶段，轻力和重力产生的效果完全不同。轻力产生的是直接吸收，牙齿随破骨/成骨的改建过程而移动，重力产生的是间接吸收（潜行性吸收），要待潜行性吸收完成后牙齿才能移动。轻力的迟缓阶段较短，牙齿有一定移动；重力的迟缓阶段较长，牙齿基本不动。迟缓后阶段牙移动速度逐渐或突然增加，这一阶段代表了皮质骨骨板吸收后或潜行性吸收完成后的牙移动。在迟缓后阶段，轻力所产生的牙移动速度逐渐增加；重力所产生的牙移动速度是突然增加的（因潜行性吸收完成）。牙移动过程的三个阶段轻力和重力所产生的效果比较如表 8-2 所示。

表 8-2　轻力和重力所产生的效果比较

阶段	轻力	重力
初始阶段	牙周膜液体的不可压缩性，牙槽骨弯曲，产生压电信号	
	牙周膜液体被压出，牙齿在牙周空间产生物理性位移	
迟缓阶段	压力侧牙周膜部分血管被压缩	压力侧牙周膜部分血管压闭
	血液改变，氧张量开始变化	压力侧牙周膜血流被切断
	新陈代谢发生变化	压力侧细胞死亡（透明样变）
	CAMP 水平增加，牙周膜中细胞开始分化	透明样变周缘及压力侧骨髓腔膜细胞开始分化，潜行性吸收开始
迟缓后阶段	随着牙槽窝的破骨/成骨改建过程，牙齿开始移动	潜行性吸收完成后，牙齿才开始移动

综上所示，力的大小和牙移动速度的关系为：当力值较低时，随着力的增加牙移动速度也增加；当力值较高时，随着力的增加牙移动速度不一定增加，因为过大的力可引起牙周膜透明样变，导致迟缓阶段的延长，当潜行性吸收完成后，牙齿才快速进入新产生的空间。较

轻的力使牙逐渐移动，而较重的力在快速移动牙后有一明显的迟缓期，实际上，从较长时间来看，较重的力牙移动的平均速度可能小于较轻的力。可见，由于组织变化的复杂性和影响因素的多样性，力的大小和牙移动速度的关系不能假设为任何简单的线性关系。

（三）牙移动类型和牙移动速度的关系　作用于牙冠上的力和力矩可产生任何类型的牙移动，即使不改变力，通过改变力矩，牙周膜的应力分布也会发生改变（图 8-5）。当旋转中心在无穷远处时，牙齿作整体移动，此时牙周膜的应力分布也不完全一致（牙周膜的厚度差异引起）；如果力矩的改变使旋转中心从无穷远移向根尖时，牙齿倾斜移动，此时应力分布有明显的变化，最大的应力在牙槽嵴，比整体移动时的应力大得多；如果力矩的改变使旋转中心移向切缘，其应力分布也有明显的变化，此时最大应力在根尖，也比整体移动时的应力大得多。牙周膜中应力分布是组织改建的始动因素，它决定细胞反应的类型和程度，从而决定了牙移动的速度，所以，对矫治力和牙移动速度关系的讨论，一定要限定牙移动的类型，即限定什么样的力系统，包括作用在牙齿上的所有力和力矩。

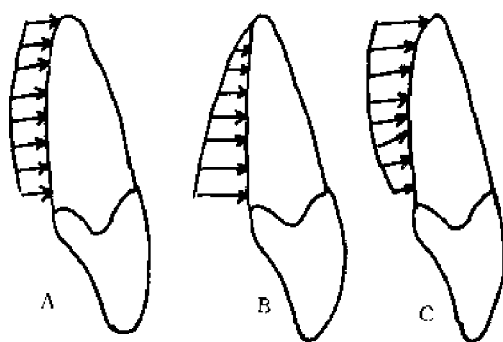


图 8-5　牙周膜的理论应力分布

A：整体移动；B：旋转中心在根尖；C：旋转中心在切缘

三、最适力和应力

认识到了 M/F 比率决定牙移动旋转中心的重要性，但另一个问题是应该用多大的力和力矩才能达到最佳的反应，换言之，多大的力是牙移动的最适力？

（一）从临床观点看　临床上判断矫治力和应力强度是否适当有以下几个表征：

1. 矫治力作用的牙齿无明显的自觉疼痛。
2. 叩诊矫治力作用的牙齿无明显反应。
3. 矫治力作用的牙齿无明显松动。
4. 错位牙位置改变明显，而支抗牙位置不改变或改变不明显。
5. X 线片显示矫治牙的根部及牙周组织无病理变化。

（二）从组织学的观点看　从组织学的观点看，最适力和应力应为：

1. 牙周膜受压力侧血管被压缩但未压闭。
2. 产生最大的细胞反应（破骨/成骨）。
3. 组织始终保持其活性而未坏死。
4. 牙槽骨产生直接吸收而非间接吸收。

综上所述，要确定不同情况下的最适力和应力，还要结合生物力学、组织学和临床进行更深入的研究。

四、支抗及其控制

根据作用力和反作用力定律，矫治力也有其反作用力，正畸治疗中，往往要抵抗矫治力的反作用力，这就涉及到支抗及其控制的问题。

（一）支抗的概念　支抗（anchorage）就是支持矫治力、抵抗矫治力的反作用力。

（二）支抗的种类

1. 颌内支抗　指在同一牙弓中，用部分牙齿作支持，以移动另一部分牙齿。

2. 颌间支抗　指用一颌的牙弓和颌骨作支持，以矫治对颌的牙、牙弓和颌骨。

3. 颌外支抗　指用头的顶枕颈部作支持，以矫治牙、牙弓和颌骨。

由此可见，为了移动一部分牙、牙弓和颌骨，要用另一部分牙、牙弓和颌骨，甚至用头的顶枕颈部作支抗，用作支抗的部位即为抗基（anchorage base）。

（三）支抗及其控制方法

1. 采用交互支抗（reciprocal anchorage）　用支持力相等的牙齿作交互支持，以达到相互移动的效果，此时支抗力同时也是矫治力。

2. 采用差动力支抗　同样大小的力作用于两个或两组不同的牙齿，根据其产生的组织反应不同，使需要移动的牙得以移动，不需移动的牙很少移动甚至不动。这是一种生物力学支抗，其机理在于不同的牙的牙周膜面积不同，使其移动的力值也不同。

3. 采用增强支抗　增加支抗单元的数目和面积能有效地增强支抗，因为更多的支抗牙或口外结构，分散了矫治力的反作用力。

4. 采用稳定支抗　在牙周膜面积相等的情况下，整体移动所需的矫治力大于倾斜移动，因此，可以用一组牙的整体移动来对抗另一组牙的倾斜移动，使整体移动的一组牙不动或移动很少，只让倾斜移动的一组牙移动。

5. 采用皮质骨支抗　因皮质骨比松质骨更能抵抗吸收，所以当牙根接触皮质骨时牙移动减慢。因此，一些学者提倡使后牙（支抗牙）牙根向颊侧移动到皮质骨板以抵抗其近中移动。

第二节　矫形治疗的生物力学

一、上颌复合体的矫形治疗

在Ⅲ类错䝁的形成机理中，至少有1/4是由于上颌发育不足所致；同样，在Ⅱ类错䝁的形成机理中，也有相当一部分是由于上颌发育过度所致。因此，对上颌复合体的矫形治疗是生长发育期儿童骨性畸形矫治的主要手段之一。

（一）上颌复合体及上颌牙弓阻力中心位置的研究

1. 研究现状　在上颌复合体的矫形治疗中，因矫形力的部位和方向不同，使上颌复合体产生水平向前或向后移动的同时，产生垂直向上或向下的移动。这种水平向前或向后的移动对于调整颌骨的前后关系是必须的，垂直向上或向下的移动对于调整颌骨的垂直关系也至关重要。面上颌复合体受矫形力后的移动趋势，取决于力的作用线和阻力中心的位置关系。一般认为：当外力力线穿过骨块阻力中心时，骨块将发生平动；当外力力线不穿过骨块阻力中心时，骨块将发生有平动和转动的复合运动。这一性质与牙体阻力中心和外力力线的关系一

致。

单个牙存在阻力中心。同样，由多个牙连接在一起的牙弓（如固定矫治器连接）也存在阻力中心，牙弓受到的约束力为每个牙受到的约束力的总和。上颌复合体借助骨缝间纤维与颅面其他骨联结，它受到骨缝间纤维及本身重量的约束，因此，上颌复合体也存在阻力中心。但是，对上颌复合体和上颌牙弓阻力中心的位置却长期存在争论，并且对阻力中心位置的描述都很粗略，难以准确定位。Teuscher 曾提出，上颌复合体的阻力中心在颧颌缝的中点偏上，上颌牙弓的阻力中心位于4 5牙根之间的根尖 1/2 处。但未见支持其观点的实验依据。平贺顺子采用三维有限元法的研究认为，鼻上颌复合体的阻力中心位于从尖牙或磨牙斜向下 30°的牵引线附近，但未具体指出在牵引线的某处。Tanne 等人采用三维有限元法的研究认为，鼻上颌复合体的阻力中心位于从第一磨牙斜向下－45°～－30°方向的牵引线附近，对阻力中心位置的描述更不精确。赵志河等采用三维有限元法，通过绘制并分析上颌复合体及上颌牙弓的节点位移方向随矫形力方向的变化曲线，以决定经过阻力中心的矫形力方向，然后计算阻力中心的三维坐标值。结果显示：上颌牙弓的阻力中心的三维坐标值为 0、20.1 及 14.7，即在正中矢状面上，高度约在前磨牙根尖，前后位置在第二前磨牙。上颌复合体的阻力中心的三维坐标值为 0、17.6 及 16.6，即在正中矢状面上，高度在梨状孔下缘，前后位置在第二前磨牙和第一磨牙之间。在牵引方向为－37°时，牵引线既经过上颌复合体的阻力中心，也经过上颌牙弓的阻力中心。

2. 临床应用　长期以来，临床正畸医师们迫切希望了解上颌复合体和上颌牙弓阻力中心的确切位置，便于更有效地根据畸形机理施以矫治力，达到最佳的矫形效果。上颌牙弓及上颌复合体阻力中心位置与矫形力牵引线的关系，可以归纳为三种情况：

1）牵引线同时经过上颌牙弓及上颌复合体的阻力中心，上颌牙弓及上颌复合体将发生平动而无转动（图 8-6）。例如，根据前述作者的研究结果，从尖牙斜向下－37°牵引时，牵引线既经过上颌牙弓的阻力中心，也经过上颌复合体的阻力中心，沿此方向牵引，上颌牙弓和上颌复合体将沿牵引线平动，此时矫形力将发挥最大的效率。

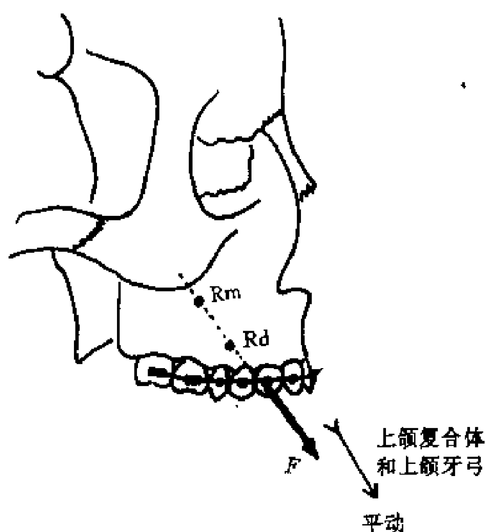


图 8-6　矫形力牵引线经过上颌牙弓及上颌复合体阻力中心

Rm：上颌复合体阻力中心；Rd：上颌牙弓阻力中心

2）牵引线经过上颌牙弓及上颌复合体阻力中心的同侧，上颌牙弓及上颌复合体将发生同向的逆时针或顺时针旋转。例如，临床上对反𬌗进行前牵引治疗时，如果伴有开𬌗倾向，开𬌗的机理不仅有上颌骨的逆时针旋转，而且有前牙槽骨高度不足，故进行矫治时需要针对其机理使上颌牙弓和上颌复合体同时顺时针旋转（图 8-7）。

3）牵引线经过上颌牙弓及上颌复合体阻力中心之间，上颌牙弓及上颌复合体将发生相对旋转。例如，临床上对反𬌗进行前牵引治疗时，如果伴有深覆𬌗，深覆𬌗的机理包括上颌骨的顺时针旋转，但上后牙槽高度代偿性发育不足，进行矫治时就需要针对其机理使上颌复合体逆时针旋转，上颌牙弓顺时针旋转（图 8-8）。

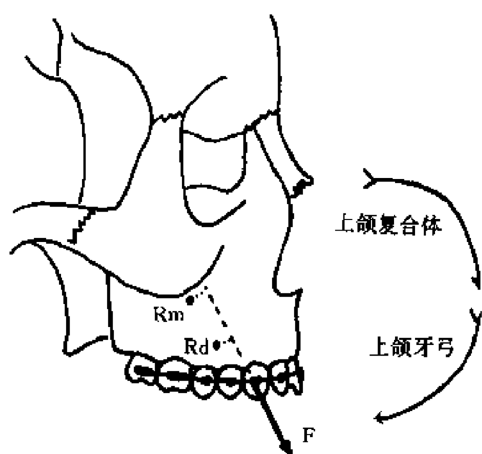


图 8-7　矫形力牵引线经过上颌牙弓及上颌复合体阻力中心同侧

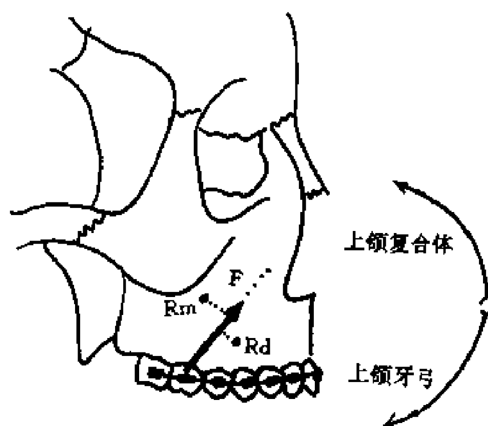


图 8-8　矫形力牵引线经过上颌牙弓及上颌复合体阻力中心之间

综上所述，临床上应根据畸形的骨性和牙性机理，以决定矫形力的牵引线和上颌复合体及上颌牙弓阻力中心的关系。

（二）矫形力

1. 矫形力的大小　目前临床上采用的面罩前牵引上颌的力值为 4.9～5.9N，使用改良颏兜时，上颌的前牵引力值为 2.9～4.9N。常用的口外后牵引力为 2.9～4.9N。矫形力的大小，还应根据个体的条件，如年龄、组织感受性、畸形程度、能常戴的时间等进行调整。

2. 矫形力的方向　前牵引的牵引角度由＋30°～－30°时（从上尖牙牵引），上颌骨与颧骨呈逆时针旋转，旋转的量逐渐减小。因此，对有开𬌗倾向或上颌骨生长方向逆时针旋转者，为了避免前牵引时的逆时针旋转，应采用向前下 30°以下的矫形力；面对前牙反覆𬌗深或上颌骨生长方向顺时针旋转者，为了借助前牵引时的逆时针旋转，应采用与功能𬌗平面平行或向上的牵引角度。

后牵引的牵引角度由＋30°～－30°时（用口外弓从上第一磨牙牵引），上颌骨与颧骨呈顺时针旋转，旋转的量逐渐增大。因此，对覆𬌗较深或上颌骨生长方向顺时针旋转者，为了避免后牵引时的顺时针旋转，应采用向后上 30°以上的矫形力；而对有开𬌗倾向或上颌骨生长方

向逆时针旋转者，为了借助后牵引时的顺时针旋转，应采用与功能𬌗平面平行或向下的牵引角度。

3. 矫形力的作用部位　前牵引时，从第一磨牙牵引比从尖牙牵引所引起的上颌复合体逆时针旋转大。后牵引（口外弓）时，从第一磨牙牵引比从尖牙牵引所引起的上颌复合体顺时针旋转大。

4. 矫形力的作用时间　在力的作用时间上，骨缝对力的反应与牙周膜相似，即一但达到骨反应的阈值，即使矫形力作用更多的时间变化也很小，但要确定这一阈值较困难。一般认为，每天力的作用时间不应低于 8～10 小时，否则将无明显反应。

通常，希望产生尽可能多的骨移动，尽可能少的牙移动，但要完全避免牙移动则不可能。要产生骨的变化，作用在牙上的力应相当大（4.9～9.8N），但重而持续的力将引起牙根和牙周组织结构的破坏，重的间隙力是减小牙移动的有效方式，因为重力去除时，潜行性吸收减少。因此，不应每天 24 小时戴口外装置，如果每天戴 12～16 小时，能产生相当大的骨变化，肯定有一定的牙移动，但牙移动的量小于每天 24 小时戴口外装置的病人，每天 24 小时戴的病人骨的变化并不大于每天戴 12～16 小时的病人。

理论上，可以不经过牙齿而直接对颌骨施以作用力。动物实验认为可以将种植体直接置于骨中，在种植体上施力，但目前尚无用于人体的报告，但在人体可用粘连的恒磨牙施力产生单纯的骨的变化。

二、下颌骨的矫形治疗

在Ⅲ类错𬌗的形成机理中，有一部分是下颌前突所致；在Ⅱ类错𬌗的形成机理中，也有一部分是下颌发育不足或下颌后缩所致，所以，下颌骨的矫形治疗也是生长发育期儿童骨性畸形矫治的主要手段之一。

（一）抑制下颌的生长　通过施加矫形力于下颌髁头抑制下颌的生长效果很不理想，这可能与下颌的生长控制机理不同于上颌骨有关，也可能是难于在关节内产生适当的应力水平。作用于颏部的矫形力传递到颞颌关节内是向上和向后的，但有两个问题：其一是关节盘的存在使情况复杂化，难以准确地决定受力区域；其二是球形的关节面使得所加载荷不能分布于整个关节面，可能只分布于数平方毫米的接触区域，其余部分很少或无分布。所以，尽管抑制下颌的生长在理论上可行，但临床效果很差。

（二）刺激下颌的生长　用较小的力就能使髁头前移，让下颌处于前突的位置，但是否让下颌处于前突位置就能刺激其生长，这一问题争论了许多年。研究表明，下颌一直处于前突位置能加速其生长，机理有二：其一是被动的，下颌被矫治器导向前；其二是主动的，下颌被肌肉拉向前，包括翼外肌。一些研究认为，翼外肌的作用是刺激生长的关键因素。另外，如果矫治器导下颌向前所需的力分布到上、下颌牙，将使上前牙后移，下前牙前移，限制了上颌骨的生长。为了达到最大的骨变化和最小的牙变化，作用力应尽可能地离开牙。所以，组织支持的 Frankel 矫治器正适合这点。

第三节　矫治器力学

一、弹性材料

对于正畸医生来说，移动牙齿或颌骨的矫治力主要来自于矫正弓丝，而矫正弓丝的物理

性能之一的弹性性能具有十分重要的意义，弓丝的弹性决定了矫正装置的设计、施力及矫治效果。

(一)弹性材料的基本特性　任何材料的弹性特性都是根据外力作用下其应力—应变反应来决定的。应力和应变都属于材料的内部变化状态：应力是外力作用于物体时，物体内部单位面积通过的力；应变是外力作用于物体时，物体单位长度的变量。

为了便于分析，正畸弓丝都可以看成是由单端或双端支持的梁，当受到力的作用时，力和变形（弯曲或扭转）均能从外部测出，内部的应力和应变可根据力和变形，以及梁的面积和长度计算出来。

从正畸目的出发，讨论梁的三个主要特性：强度、刚度/弹性和有效限度，每个特性均通过力—曲度曲线或应力—应变曲线确定（图 8-9 和 8-10）。

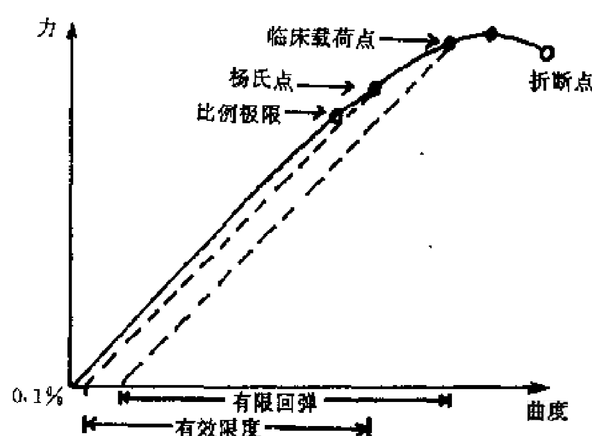


图 8-9　正畸弓丝典型的力—曲度曲线

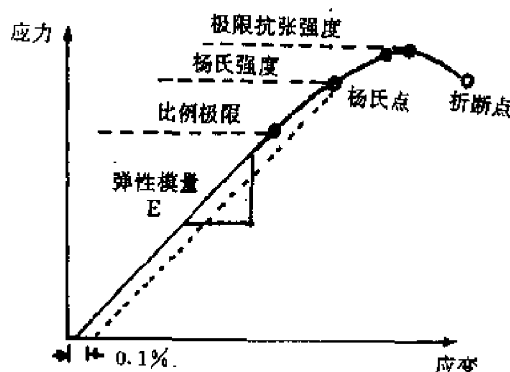


图 8-10　应力—应变曲线

1. 强度（strength）　在应力—应变曲线中，有三个点代表材料的强度，每点都表示材料在不同的状态下所能承受的最大载荷。

1）比例极限（proportional limit）：又称弹性限度（elastic limit），为最先出现不可回复变形的点。

2）杨氏强度（yield strength）：有 0.1%的不可回复变形的点。

3）极限抗张强度（ultimate tensile strength）：材料能承受的最大载荷的点。

2. 刚度（stiffness）/弹性（springiness） 在力—曲度曲线中，材料的刚度由曲线线性部分（即弹性部分）的斜率所决定，斜率越平，弓丝刚度越低；斜率越高，弓丝刚度越高。弹性与刚度呈反比：弹性=1/刚度。

3. 有效限度（range） 在力—曲度曲线中，有效限度为从0.1%的不可回复变形点沿X轴到杨氏点的距离，代表发生不可回复变形之前弓丝能弯曲的距离。有限回弹（springback）为除去不可回复变形，被弯曲弓丝能回弹的距离，如图8-9所示，其值为除去临床载荷所产生的不可回复变形，沿X轴到临床载荷点的距离。有限回弹特性介于比例极限和极限强度之间，在许多临床情况下，弓丝的弯曲超过弹性限度，所以，有限回弹对于决定弓丝的临床性质有重要意义。

在应力—应变曲线中，还有两个重要的特性：弹性区和可成形量（图8-11）。

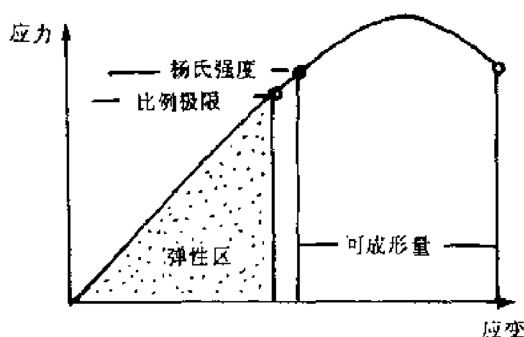


图8-11 弹性区和可成形量

1）弹性区（resilience）：是应力—应变曲线下方，比例极限内（不包括比例极限）的区域，代表弓丝的能量储存能力，是强度和弹性的结合。

2）可成形量（formability）：是弓丝折断前可承受的不可回复变形的量。

正畸用的理想弓丝材料应具有以下特性：①高强度；②低刚度（多数）；③高有效限度；④高可成形量。另外，材料还可焊接附件，价格便宜。在当代正畸学中，尚无一种弓丝材料能达到所有要求。所以，应该根据不同的目的选用不同的材料。

（二）弹性材料几何形状对弹性性能的影响 1. 直径或横断面积的影响 对于单端支持圆柱悬臂梁的情况，当钢丝直径增加1倍时，其强度增加8倍，弹性减小1/16，有效限度减小1/2。可表示为：

$$\text{原钢丝直径 } d\rightarrow\text{增大的钢丝直径 } D\begin{cases}\text{强度}\rightarrow\times\ \left(\dfrac{D}{d}\right)^3\\ \text{弹性}\rightarrow\times\ \left(\dfrac{d}{D}\right)^4\\ \text{限度}\rightarrow\times\ \left(\dfrac{d}{D}\right)\end{cases}$$

双端支持梁的情况较复杂，但其变化规律与悬臂梁一样，强度的增加为三次方函数，弹性的减小为四次方函数，限度的减小呈比例关系。

尽管在工程应用中圆柱可以扭转，但在正畸中扭转只存在于方丝，扭转的分析方法与弯

曲基本相似，而是剪切应力不是弯曲应力。其公式完全不同，但弓丝横断面积变化的影响是一样的，弓丝减细，强度减小，弹性和限度增加。

2. 长度和支持方式的影响　对于单端支持圆柱悬臂梁的情况，当钢丝长度增加1倍时，其强度减半，强性增加8倍，限度增加4倍。可表示为：

$$\text{原钢丝长度 } l \rightarrow \text{增长后的钢丝长度 } L \begin{cases} \text{强度} \rightarrow \times \left(\frac{l}{L}\right) \\ \text{弹性} \rightarrow \times \left(\frac{L}{l}\right)^3 \\ \text{限度} \rightarrow \times \left(\frac{L}{l}\right)^2 \end{cases}$$

双端支持梁的情况，尽管数学计算公式更复杂，但其变化规律与单端支持梁一样，强度呈比例减小，弹性和限度呈指数增加。

在扭转的情况下，长度变化的影响与弯曲情况不同，弹性和限度按比例增加，但扭转的强度不受长度的影响。

梁两端的附着方式也影响其性能。弓丝两端可以紧结扎，也可松结扎，加载的点可以是梁上的任何点，双端可滑动的梁（松结扎）的弹性是双端固定梁（紧结扎）的4倍，强度减小1倍，限度增加2倍。对于多点支持的情况，如一弓丝栓到几个牙上，其弹性减小，应采用松结扎增加其弹性。

3. 通过改变材料特性及其粗细—形状控制正畸力

1）弹簧应有适宜的强度：钢丝的强度应在使用时不发生不可回复变形，但也不应太硬。活动矫治器的指簧最好用较粗的钢丝来达到所需要的强度，所需要的弹性通过增加其长度获得。因为其长度增加则弹性呈立方函数增加，强度则呈比例减小。

2）在弓丝上弯制曲或圈：在两个牙之间的弓丝上弯制曲或圈，相当于增加其长度，能明显增加这段弓丝的弹性，而强度的减小则呈比例关系。

3）将两根或多根细丝结合在一起使用：例如：两根0.254mm的钢丝能承受单丝两倍的载荷但其弹性不受影响，“双丝”矫治器系统能提供良好的弹性以排齐牙齿，而且其强度比单根丝强。

4）不同的矫治时期采用不同的弓丝：镍钛丝的良好弹性使其多用于严重牙列拥挤治疗的初始阶段，其性能与带曲的不锈钢丝相似，但镍钛丝缺乏可成形量，不可能弯制曲或圈。而β-钛丝介于镍钛丝和不锈钢丝之间，多用于关闭间隙和完成阶段。所以，通常用一系列弓丝，从镍钛丝、β-钛丝到不锈钢丝来完成正畸治疗。

二、Edgewise 系统锁槽设计的影响因素

Edgewise 系统锁槽的宽窄和槽沟的宽度是矫治器设计时应考虑的两个重要因素。

（一）锁槽宽度的影响　在其它条件一致的情况下，锁槽越宽，越容易产生整体移动，以尖牙整体移动进入拔牙间隙的情况为例：如锁槽的宽度为1mm时，假设需9.8N的反向力矩才能抵抗移动尖牙的内收力，使其产生整体移动，也就是在锁槽的近远中角需各加9.8N的力才能产生如此大的反向力矩；而当锁槽的宽度为4mm时，在锁槽的近远中角仅需加2.45N的力，接触压力减小。

从一般情况看，当牙齿沿弓丝滑动进入拔牙间隙时，在弓丝和锁槽之间将产生摩擦力。摩擦力的大小受锁槽和弓丝之间接触压力及接触角的影响（图8-12），较宽的锁槽使接触压力和

接触角减小，更有利于滑动。但较宽的锁槽也有不利之处，它可使邻牙间距减小，缩短了两牙之间弓丝的有效长度，减小了其弹性和限度。因此，不能用太宽的锁槽，锁槽的最大宽度大约是牙齿宽度的一半，甚至更窄，以利于牙列拥挤的排齐。

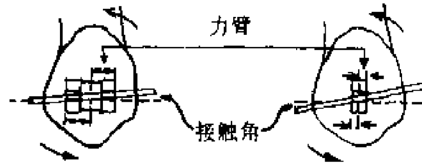


图 8-12　锁槽宽度的影响

（二）槽沟宽度的影响　在 Angle 原始的方丝弓矫治系统中，所用的是金弓丝，槽沟的大小为 0.559mm×0.711mm，方丝弓的大小是一样的。在 Angle 的治疗思想中，很少需要滑动牙齿进入拔牙间隙，因为基本上不拔牙，而牙的转矩很重要，矫治器设计的最大目标是进行转矩。

用不锈钢丝代替金丝时，因为同样大小的不锈钢丝太硬，0.533mm 的不锈钢方丝虽能很好地适合 0.559mm 的槽沟，但其弹性和限度较低，以致于不能有效地进行转矩，用 0.483mm×0.635mm 的方丝，于 0.559mm 的槽沟中也不利于转矩，所以，槽沟从 0.559mm 减小至 0.457mm，用 0.457mm 的不锈钢丝和槽沟能进行有效的转矩。

另一方面，使用小于槽沟的弓丝能减小牙滑动的摩擦。实践证明，锁槽沿弓丝滑动至少需 0.051mm 的间隙，甚至更多，所以 0.406mm 的方丝在 0.457mm 的槽沟中有利于滑动。0.457mm 的方丝在原始的 0.559mm 的槽沟中有较大间隙，但在 0.457mm 的槽沟中则无间隙，滑动困难。故原始的 0.559mm 的槽沟，对关闭间隙有利，但不利于后期进行的转矩。

因此，在排齐牙齿时采用镍钛丝，由于其高弹性，可以克服不锈钢丝在 0.559mm 槽沟中所受的限制，然后，用 β-钛丝的方丝代替不锈钢丝完成治疗和控制转矩。

（赵志河）

参　考　文　献

1. 邝华俊等译. 物理学——结合医学生物学解说性实例，第1卷（力学）. 北京：人民教育出版社，1980.
2. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod, 1984, 85：294～307.
3. Vanden B, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1987, 91：375～384.
4. Tanne K. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1988, 94：426～431.
5. 周衍柏. 理论力学. 南京：江苏科技出版社，1979.
6. 黄金芳. 口腔正畸学. 北京：人民卫生出版社，1988.
7. Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In：Graber TM and Swain BF, eds. Orthodontics：Current principles and techniques. The CV Mosby Co. 1985.
8. Proffit WR and Fields HW. Contemporary Orthodontics. The CV Mosby Co. 1986.

9. Teuscher U. An appraisal of growth and reaction to extraoral anchorage. Am J Orthod. 1986, 89: 113 ~211.

10. 赵志河. 上颌复合体及上颌牙弓阻力中心位置的研究. 口腔正畸学杂志, 1994, 1: 15~17.

第九章　口腔种植体的生物力学

第一节　种植体的生物力学相容性及种植体周围骨代谢的力学因素

一、种植体的生物力学相容性

种植体的生物力学，越来越引起人们的重视。从种植材料研制、种植体设计到种植和修复，都包含有一系列力学问题。

骨在生物体中起着支架和运动的杠杆作用，骨和骨组织所具有的力学特性，是实现这种功能的基础。当人工种植体植人骨组织内以后，就与周围的骨形成了一个整体结构，它在功能状况下承受载荷，并分布和传递力量。由于这种载荷的分布和传递，一方面骨和种植体要产生移动、变形，甚至结构破坏等物理效应，同时要产生各种生物效应。研究种植体和骨在载荷作用下所产生的效应，有助于了解人工种植体的功能预后。

生物力学在口腔骨内种植学领域中的主要任务是：帮助人们进一步认识骨、牙等器官组织的性质和功能，研究生物材料、人造器官修复的力学问题，从理论上指导生物材料及其人工骨和人工牙等人造器官的研制、设计和应用。

骨内种植体的种类较多。暂时性的骨内种植体常作为骨折固定器，如骨髓针、钢板和螺钉（栓）等。永久性骨内种植体有人工关节、人工骨和人工种植牙等。在临床医学中，各种骨内种植体均存在着相似的并发症，如排斥反应、继发感染、种植体松动和折裂、种植区骨折等。早期人们更多地把失败原因归结于种植材料的生物相容性差。随着科技的发展，越来越多的生物相容性优良的生物材料陆续问世，并进入医学临床应用后，人们逐渐认识到骨内种植体的种植失败多与力学问题有关，Harris LJ 等（1979）曾分析过骨科中人工关节和骨折内固定失败的原因。他们认为，大多数是由于种植体-骨界面的相对运动和种植体及骨组织内部有应力集中所致。有人认为目前影响人工种植牙成功率的因素，主要不是生物相容性问题，而是合理的设计。

尽管近年来不少学者都在强调评价人工种植体性能需要包括生物相容性和生物力学相容性两个方面，但什么是生物力学相容性（biomechanical compatibility），尚无确切定义。检测这一性能的具体指标也未建立。一些学者认为，生物力学相容性主要是指种植体材料的力学性质要与骨组织接近，其具体指标就是弹性模量。但实际情况并非这样简单。

从临床医学角度看，对种植体的生物力学相容性的要求包括以下三个方面：

（一）种植体要能承受功能载荷，有足够的强度，保证不发生严重变形或断裂破坏。

（二）种植体行使功能时要对周围骨组织产生足够的应力传递，避免骨废用性萎缩。

（三）种植体对周围骨产生的应力传递不能超过生理限度，防止骨创伤造成的骨吸收或骨折。

二、种植体周围骨代谢的力学因素

种植体周围骨组织代谢可分三种情况，即种植体植入后，种植窝骨创伤的愈合过程，以及在承受载荷后，周围骨组织的适应反应和骨创伤反应。

(一) 种植区的骨愈合过程　预备种植窝造成的骨损伤，其愈合机理与骨折愈合或拔牙创的骨愈合机理相同，但种植体的植入对愈合过程有一定的影响。一般认为：有毒性的种植材料要引起组织的炎性反应，其成骨性降低；生物惰性材料对愈合过程无干扰；生物活性材料则有促进骨新生和加速骨愈合的作用。关于这方面的实验证据，在国外的资料中较为丰富，而在我国则较少。华西医科大学陈安玉等，自 1982 年以来的一系列动物实验显示：生物活性玻璃陶瓷和羟基磷灰石陶瓷植入骨组织后，周围骨的愈合速度比钛合金、氧化铝陶瓷和一些高分子聚合物快，骨的新生比空白对照组明显。同时还观察到新生骨可先在活性陶瓷表面出现。这种材料对骨愈合的影响，显然是一种生物化学刺激机理。

种植早期的骨愈合过程中，也有力学影响因素。如同骨折需要制动固定断端一样，种植体过早负荷会产生相对运动，将阻碍骨痂形成，延迟骨的愈合，甚至导致不愈合。让种植体在无负荷的状况下愈合究竟需要多长时间，各个种植学派的意见颇不一致。美国 Weiss C M 等所推荐的叶状种植牙根系统，主张植入后可承受部分载荷，1～2 个月后，可承受全部载荷。瑞典 Bránemark P-1 的螺纹种植牙根系统，主张应有 3 个月以上完全无载荷愈合期。不同类型骨内种植的愈合情况也不一样。Kent J N 等 (1983) 用羟基磷灰石颗粒作萎缩牙槽嵴增大术，主张术后 6～8 周可作义齿修复。余自能等 (1986) 用颗粒型生物活性玻璃陶瓷和羟基磷灰石陶瓷，对严重萎缩的牙槽嵴行牙槽嵴增大术，建议术后 2～3 个月作义齿修复。

种植后骨愈合越快，越有利于种植体的稳固和尽早行使功能。促进种植体周围骨的愈合，是目前种植学者们感兴趣的研究课题之一。发展各种表面活性种植体，就是为了达到这一目的。另一方面，改善手术操作技术，减少骨损伤，使种植体尽量与种植窝相吻合，并解决好种植体固定制动问题，也是保证种植体周围骨愈合的重要措施。Bránemark P-1 种植牙系统就是将种植牙的螺纹根部先埋置在骨内，待在无负荷状况下骨愈合后，再将上部基桩部分连接上。

(二) 种植体周围骨的适应性反应　种植体周围的骨改建与力学因素有直接联系。骨改建 (remodelling) 指机体的骨组织在一生中，不断地进行骨的新生增强和吸收萎缩，从而其骨组织和解剖结构发生变化的现象。Wolff J (1884) 首先提出了活的骨组织的变化与所受应力有关的设想，随后一系列实验观察证实了这个设想，并将骨改建与应力的关系命名为 Wolff 定律。

Wolff 定律包括：骨和骨组织结构是生物进化中形成的。符合最优化设计原则，即趋向于用最小结构材料承受最大外力。骨改建是维持这一优化设计，即在应力较高的区域由于骨的新生使结构增强，在应力低的区域骨吸收萎缩而使结构减弱。Dietric J E 等 (1948) 对石膏固定试验者的观察和 Mack P B 等 (1969) 对宇航员失重实验的观察，都证实降低了骨应力可导致骨密度下降。Kazarian L L 等 (1969) 将制动后的动物骨取出作力学性能测试，发现其强度明显降低。

种植体周围骨的改建，要受种植体在功能载荷时邻近骨的应力分布的影响。用高刚性的钢板作骨折内固定器的时间过长，因其骨干受压缩，牵拉和弯曲的载荷由钢板和骨共同承受。承受载荷比例，取决于结构的几何尺寸和材料的弹性模量。钢板刚性 (rigidity) 高，承受的主要载荷产生应力屏障作用 (stress shielding)，使骨皮质变薄萎缩。但是，在钢板螺钉栓处，

载荷由钢板转移到骨组织内，则该处承受较高载荷，可出现明显的骨增生（图 9-1）。

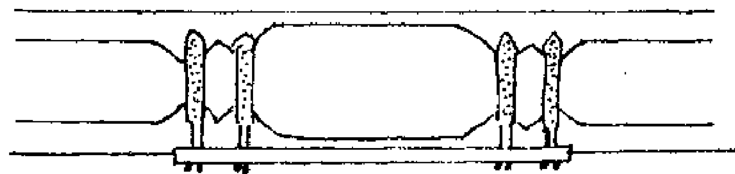


图 9-1　长期钢板固定致螺钉处骨质增生

Burstein A H 等（1972）研究了骨缺损对长骨干整体强度的影响。他们的实验是在兔的股骨上钻孔或钻入螺钉，然后分别测试不同时期骨干的强度。手术后的即刻效应是：股骨干能量储存量（反应其抗载荷能力）下降 70%。这种明显的降低，主要是由缺损处出现局部应力集中造成的。随着骨的修复和重建，股骨干能量储存量逐渐增强。8 周时恢复到正常水平，这时再取出螺钉，其强度又下降，但无第一次明显。说明是螺钉周围骨改建的结果，具有抵抗该处局部应力集中的潜力（图 9-2）。

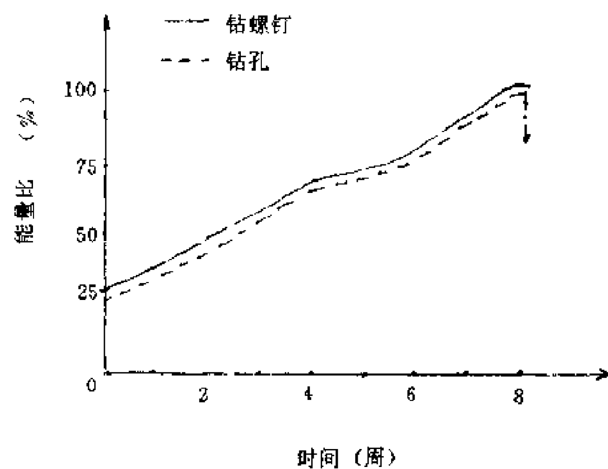


图 9-2　骨缺损对长骨强度的影响

种植体影响骨重建的实例较多。陈安玉等用生物活性陶瓷作拔牙后牙槽窝内立即埋植术，许多病例观察结果均显示义齿修复后若干时期，埋置区的剩余牙槽嵴的高度和丰满度均超过未埋置的空白对照区。说明完全埋植在牙槽骨内的种植体，对牙槽骨的重建活动有影响。对口腔人工种植牙来说，种植体周围骨重建的意义在于：

1. 设计合理的种植牙根产生的应力传递作用（load transmitting），可防止牙槽骨的废用性萎缩。这是其它修复手段难以解决的问题。

2. 骨组织的适应性重建反应，有可能逐步达到与人工种植牙的功能协调一致。这就是人工种植牙修复的理论依据之一。

Buinkmann E（1980）观察临床成功的种植牙周围，发现 50% 有致密的层状骨包绕种植牙根。Brånemark P-I 等（1983）对行使了 6 年功能的种植牙骨标本的观察，也可见种植体周

围骨质增生，其密度明显增加。这些都充分说明骨有适应性重建的潜力。

（三）种植体周围的骨创伤　种植体所产生的应力传递，若超过了骨组织的生理耐受限度则可发生骨创伤，严重者可发生骨折。骨折是在骨承受载荷超过强度极限水平时，出现的结构破坏和吸收能量的释放。种植体周围的骨折，通常是在骨组织变得脆弱的情况下，突然遇到载荷增大时发生的。此外，这种情况也可能是由于种植区预备后未愈合，或种植体周围骨组织产生了吸收而使骨结构逐渐变弱而使种植体周围骨折。

过高的应力可使骨组织坏死和吸收。Atwood D A（1979）认为，骨承受超负荷后的病理生理变化，可能有血流供应减少或静脉血液淤积，破骨细胞的感受器可受应力直接激活。但究竟多大应力可造成骨坏死和吸收尚有待于进一步研究。

应力疲劳（fatigue failure）也可能发生于种植体周围的骨中。应力疲劳是较低水平载荷的重复作用，到一定次数时，材料发生的断裂破坏。但是有的材料如金属具有疲劳极限，只要其载荷低于一定水平，无论载荷重复多少数，材料均不发生疲劳破坏。体外的骨组织疲劳试验说明：骨的疲劳曲线无渐进线，即载荷不论多低，只要达到足够的重复次数，骨都会产生疲劳破坏（图 9-3）。

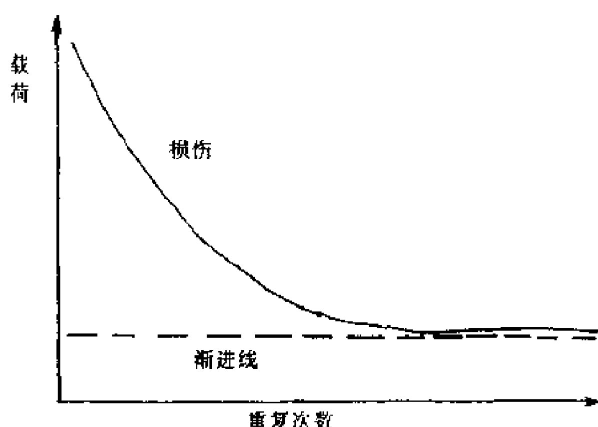


图 9-3　疲劳曲线

在生理状况下的功能载荷都是重复载荷。骨的应力疲劳是先出现显微骨折，然后伴随有骨的炎症，微裂纹扩展，最后出现骨折。

骨应力疲劳综合征在运动医学中为常见病。在口腔医学中，近年也有人提出牙颈部楔状缺损是夜磨牙等非功能重复负荷下，牙体组织应力疲劳破坏的结果。但种植体周围骨组织是有生命的组织，具有再生、修复和重建的能力，即具有一定的抗应力疲劳的能力。由此可见，应力疲劳进程取决于种植体受载荷的大小和载荷重复的频率，也就是说需要控制在周围骨组织适应和承受的限度以内。

（四）骨重建机理的学说　有关骨重建的详细机理，至今仍不清楚。Frost H M（1978）提出了最小有效应变学说（minimum effective strain）。骨在受到载荷时，发生的应变率达到一定阈值，就可刺激骨的生成。应变率较大时，骨增生较强，结果骨的结构增强，使同样载荷下应变率减小。反之，载荷过低时，应变低于阈值，骨的生成减弱，结构也减弱，直至应变率上升到阈值后，骨的新生和吸收才达到平衡。Fukada E（1953）首次提出骨压电效应学说

(piezoelectric effect)，认为骨变形产生压电效应的电场启动骨的重建活动。Justas R 等（1970）的化学学说则认为，应变引起骨矿物盐的溶解度变化。有证据表明，由成骨细胞和破骨细胞共同完成的骨改建发生较慢，应力降低废用性骨密度减低，首先是骨矿物盐的成分丧失。

如果能深入了解骨重建的机理，就可以人为地调节种植体周围的骨代谢，因此这也就成了骨内种植学研究的主要课题之一。

第二节 种植体-骨界面的连接形式及其力学性质

根据组织学观察，骨内种植体的界面连接形式可分为两个类型：纤维-骨性结合（fibro-osseous integration）和骨性结合（osseous integration）。就口腔人工种植牙来说，两种类型都有临床成功率较高的种植牙系统。目前有关何种类型更优越的争议十分激烈。

一、天然牙牙周膜的力学功能特点

天然牙根与骨的连接形式是纤维-骨性结合。分析和认识牙周膜的结构和功能的力学特性，对认识种植牙牙周结构的力学特性有很大的帮助。

目前普遍认为牙周膜的力学功能有三点：

1. 将殆力分散到牙槽骨上，避免局部应力集中。
2. 牙周膜变形产生的生理动度，吸收了冲击能量，对殆力有缓冲作用。
3. 将咀嚼压力转化为牵引力，促进牙槽骨新生。

牙周膜将应力分散到牙槽骨上的力学机理是一个值得研究的问题。Bhaskars N (1980) 认为：牙周膜分散殆力的机理是一种软垫作用 (cushion)。软垫在静力载荷下，消除应力集中的力学原理，是由塑性材料构成的软垫，在应力集中处产生屈服变形，使应变增加而应力不能继续上升，载荷向邻接区域转移，结果使屈服变形区域逐渐扩散，出现使应力均匀化趋势（图 9-4）。

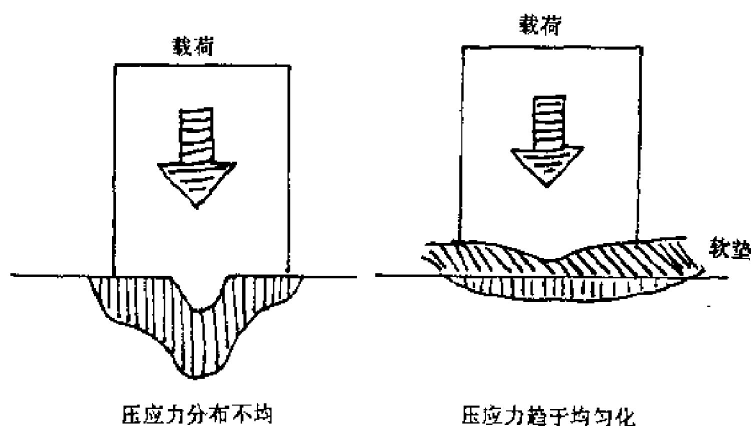


图 9-4 软垫作用

实际上，牙周膜的结构和功能比软垫模型更为复杂。牙周膜是功能高度分化的组织，从牙周膜整体结构水平上看，也不能简化成均匀性材料构成的，而且牙周膜有明显的各向异性

特点。牙周膜中主纤维束是由胶原纤维聚合成束，并有明确排列方向。从其结构特点来看，牙周膜在主纤维束方向上，应有最大抗拉应变能力和承受拉应力强度。以单根牙受垂直向载荷为例，牙体下沉，根尖区牙周膜很快就出现屈服应变，阻止该处应力水平上升，而根周的牙周纤维张力升高，阻止牙根继续下沉，并通过附着在骨壁上的穿通纤维把牙周主纤维的拉应力传递给骨组织。牙周膜的非线弹性特点也有促使应力均匀化趋势，即当某处应力过大时，牙周纤维也可产生屈服应变，终止该处应力上升，并将载荷向邻近区域扩散。

牙周膜的应力缓冲作用的原理，可用冲击载荷与冲击应力关系来说明。牙体、牙周膜和骨组织，可看作是串联结构的弹性体。这一结构中，牙体可视作刚性成分，牙周膜是弹性模量低的成分，骨为弹性模量较高的成分。载荷来自一刚性冲击物。冲击物与弹性体碰撞后，由于弹性体阻碍着冲击物，使后者速度迅速减低直至为零。在此瞬间，弹性体所承受的冲击载荷和碰撞面的相应位移均达到最大值，也就是弹性体内部应力达到高峰值。试验和理论计算结果表明，在冲击物动能量不变的情况下，弹性体承受的最大冲击载荷与弹性体碰撞面的静位移量有关。换言之，弹性体刚度越小，静位移量越大，最大冲击载荷就越小，应力高峰值就越低。弹性体承受冲击载荷的过程，就是把冲击物的动能转化为弹性体的变形能。如果没有牙周膜，牙体静位移量就小，冲击载荷就大，产生的应力高峰可能超过骨强度的极限而造成骨创伤（图 9-5）。

牙周膜的应力缓冲能力，除了变形能力外，还要考虑弹性变形能（图 9-6），即能量储存量，因为牙周膜的厚度有限，其变形也有限。如果弹性模量太低，那么牙周膜应变吸收的能量太小，冲击动量仍由骨来吸收，应力高峰只是推迟，而降低得不够。然而牙周纤维束是有一定弹性的，并且牙周膜是粘弹性材料，粘弹性的特征之一就是应力应变关系的时间依赖性（time dependent）。当施加载荷速度快时，弹性膜量会增高。这样牙周膜在冲击载荷时，就具有较高的弹性变形能。

曾有人认为牙周膜能将咀嚼压力转化成对骨的牵拉力，从而刺激牙槽骨增生。牙周纤维虽然能够使牙根与骨界面载荷有效传递和分散，但并不能改变界面应力形式，不能将压应力或剪应力转化为牵拉应力。例如，当垂直向力使牙根下沉时，牙根与周围骨界面有相互错动趋势，牙周纤维可以阻止这种错动趋势，并使牙槽窝侧壁的骨组织承受剪应力。

牙周膜能完成其力学功能的一个重要结构基础是穿通纤维，即夏伯氏纤维（Sharpey's fiber）。牙周纤维的一端包埋在骨壁基质中，另一端包埋在牙根面牙骨质中。

肌腱和韧带与骨组织连接处也存在夏伯氏纤维。肌肉末端形成肌腱或韧带-骨复合体再附丽在骨上，是实现肌肉和骨的力学功能的结构基础。Copper R R 等（1970）对这种结构作了光学显微镜和电子显微镜观察，按组织学特点，可将其分为四个区：第一区是肌腱末端区，第二区是胶原纤维与纤维软骨相交织，第三区是矿化的纤维软骨，第四区为矿化的纤维软骨与皮质骨的融合。这种结构的力学意义在于：由不同刚度递增过渡。可使应力集中减少。

肌腱和韧带也要随功能负载的变化而进行重建，牙周膜随功能状况而变化的现象更为明显。缺乏咬合功能的牙，其牙周膜要变窄，而能量储存量也就降低。牙周膜除胶原纤维束的力学作用外，其血管和组织液的液体力学效应（hydraulic effect），在应力传递和缓冲中也起着作用。牙周膜是口腔生物力学研究的重要对象，但它是多相结构的组织，粘弹性（viscoelastic）特点明显，其本构关系复杂，并且组织很少，不易测试，这就给建立物理数学模型研究带来了很大困难。

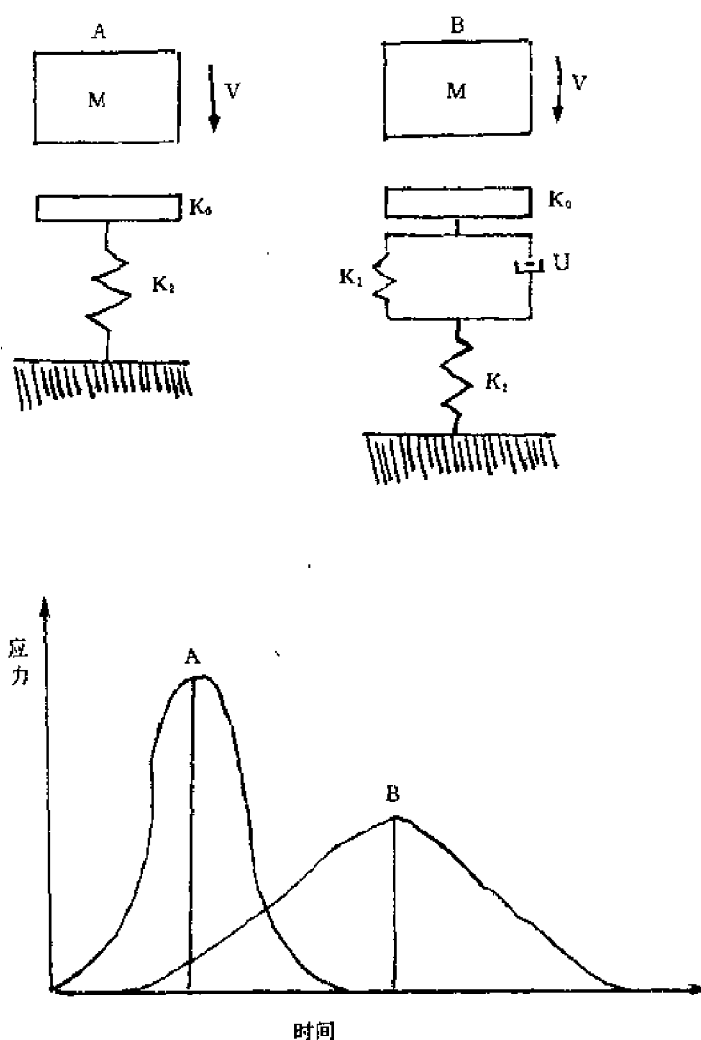


图 9-5 冲击载荷时牙周膜的缓冲作用

A：无牙周膜；B：有牙周膜；M：质量；V：速度；

K_0：牙体；K_1+u：牙周膜；K_2：骨

牙周膜还有一个重要力学功能就是调节牙列上殆力的分布。这一点将在人工种植牙设计的力学问题中讨论。

二、纤维-骨性结合种植体

纤维-骨性结合指种植体与骨组织之间存在着一层非钙化的纤维结缔组织。包囊性纤维膜的形成，是种植体作为一个异物进入机体内环境后的反应。是其所产生的理化和生物刺激因素的结果，也可视为机体对侵入物重建防御屏障的反应。刺激因素越强，纤维膜越厚。包囊性纤维膜的组织病理学特征是出现炎性细胞浸润和异物巨细胞。实际上，这种纤维膜的厚度，正是评价种植材料的组织相容性的指标之一。

从力学的观点看，这种纤维囊本身的结构强度差，与种植体表面甚至与骨组织附着也很差，界面轻微受力，纤维囊就会剥脱，使种植体松动，松动的种植体很容易造成局部应力集中。应力集中处的软组织层，在挤压作用下易损伤坏死，继发感染。同时这种软组织的分化

程度较低，机械刺激可能诱发癌变。对人工种植牙来说，种植体与周围组织的分离，使口腔粘膜上皮可失去接触抑制（contact inhibition），向下潜行生长，破坏上皮袖口的封闭作用，形成种植牙周袋和感染，最后必然要导致种植失败。显然包囊性纤维膜的生物学性质和力学性质，对口腔骨内种植体都是不利的。

赞同纤维-骨性结合的学者们认为，对于人工种植牙来说，需要有假性牙周膜（pseudoperiodontal ligament）存在，骨性粘连（ankylosed）是违背自然生长状况的，牙周膜在殆力传递方面的功能是不能忽视的。

Weiss C M（1982）曾提出一种假性牙周膜的模型。他认为成功的种植体周围的骨形成

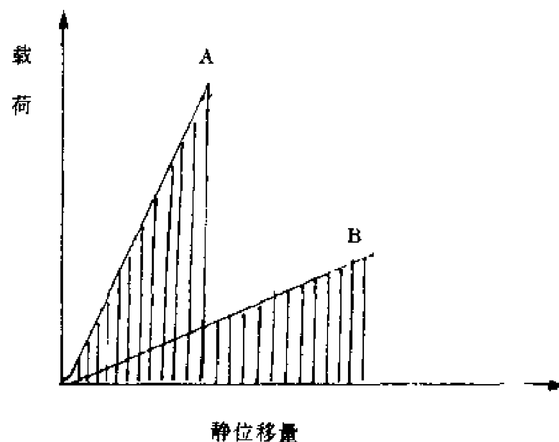


图 9-6 牙周膜的弹性变形

A：无牙周膜，产生的应力峰值高，静位移量小；

B：有牙周膜，产生的应力峰值低，静位移量大

了类似牙槽窝硬板样结构。种植体周围纤维的一端包埋在骨壁内。纤维绕过种植体后，又将另一端包埋在对侧骨壁内。这样不仅固定了种植体，而且当种植体受力后，又作用于纤维，可将殆力转化为牵张力而刺激周围骨质生成。他认为：种植体直径不能太粗，以保持纤维的适当长度，使其有一定张应力。但是 Weiss C M 却没有显示相应力的有力证据。这派学者还试图证明：这种纤维膜与异物反应的包囊性纤维膜不同。Steinberg B（1978）观察了数种材料植入猴骨内的组织学标本，发现不同材料种植周围膜的类型和厚度是不同的。组织相容性好的材料如钛可见两层结构，内层纤维较薄，走向与种植体表面平行；外层纤维则呈水平或斜行走向。他认为：这是成功种植体建立牙周膜的趋向。与此对照，相容性较差的材料，周围只有一层厚的走向与种植体表面平行的纤维膜。

夏伯氏纤维是软组织与骨之间张应力和剪应力传递的组织学结构，存在于肌腱和筋膜骨面附着处。要证实种植体周围纤维对骨传递了应力，出现夏伯氏纤维就是证据。Sharkti P K（1978）用扫描电镜观察骨膜下种植体底部的骨面，并与对侧空白区对照，声称看到了类似夏伯氏纤维的结构，他认为是种植体压力刺激所造成的，实际上，应该是种植体移动的剪应力的刺激所造成的。

Pilliar R M（1981）研究了负荷下表面有孔种植体的界面连接情况。他把插入骨髓腔的种植体柄杆制成部分为光滑表面，部分为有孔表面。实验结果：X 线照片显示表面有孔的区域周围的骨质有增生。从组织学观察发现：这一区域的纤维与种植体柄杆呈斜行走向，其一端包

埋在周围增生的骨质中，而光滑表面区域纤维与柄杆是平行走向排列，周围无骨质增生。Pilliar R M 的实验可说明两点：①有孔表面使纤维容易附着；②纤维附着后，可产生应力传递，从而引起周围骨质增生。

Ereigel A H (1987) 对成功的纤维-骨性结合种植牙的尸检骨标本的观察表明：种植周围膜是动态的，其中有血管、神经，并有三层结构。内层纤维环绕种植体，中间层为与第三层连接的交织纤维，第三层为部分钙化的类骨质。邻近种植周围膜的骨重建活跃，未见异物反应。他认为：这种纤维膜有固位、支持和缓冲冲击应力，以及防止感染的功能。

支持纤维-骨性结合的学者把纤维层有缓冲应力作用，当作是其具有力学优越性。然而在讨论假性牙周膜的力学功能时，不能忽略这样一个事实，即它与牙周膜结构上有很大的差异。这种差异决定了假性牙周膜的力学性质，远远低于天然牙周膜。例如，承受冲击载荷时，它的能量贮存力到底如何，还需深入研究。又如，天然牙周纤维可包埋在牙根的牙骨质内而形成牢固结合，而且牙骨质可不断地新生，将更新的牙周纤维再包埋。但是，假性牙周膜最难解决的是如何使纤维附着在种植体表面。其附着程度将决定纤维膜承载能力。

三、骨性结合的种植体

主张界面为骨性结合学派的创始者 Branemark P-1 等，最先提出骨性结合（osseointegration）的定义是：在光学显微镜下，高分化的、活的骨组织与种植体形成直接接触。Branemark P-1 骨性结合的人工种植牙系统，是由精密制造的纯钛柱形螺纹牙根和可拆卸的上部基桩组成。有配套的种植器械和严格的操作技术，该系统的应用，获得了很高的临床成功率。Adell R 等（1981）对该人工牙种植系统的病人的追踪观察和统计分析，5～10 年以上的成功率>90%。因此，该学派的影响较大，目前对能形成骨性结合，基本没有人怀疑。

骨性结合反映出的生物相容性意义是显然的。该学派还认为骨性结合具有力学优越性。由于人工种植牙根与骨能连成整体，受力时无相对运动，没有摩擦，也不释放出磨耗产物，可有效地传递应力，防止骨的萎缩吸收。

因骨性结合种植牙缺乏牙周膜的应力缓冲功能，所以 Branemark 骨性结合学派的学者们主张用树脂作牙冠修复。利用树脂的弹性来代替牙周膜的应力缓冲，其力学原理是：将牙体、牙周膜和骨看成三个不同弹性模量的串联弹性体，三者顺序的调换，不改变其缓冲作用。

主张骨性结合和纤维骨性结合的两派学者，在论证各自系统的力学优越性时，正如 Pahl G S A 所指出的，大多数是推测性的，还缺乏严格的力学理论分析和可靠的实验数据。如何确定树脂的缓冲能力？如何评价效果？还需要进一步探索。骨性结合界面必须在界面连接不破坏、不分离的前提下，才能无相对运动，无磨耗，有效地传递应力。首先要求界面的结合要能承受得住载荷。由于两种人工种植牙均在临床获得成功经验，所以他们的理论基础研究就显得更加迫切。

第三节 种植体-骨界面的结合力

种植体-骨界面连接完整性的维持，需要某种结合力存在，因此，这种结合力的大小和性质也是使人感兴趣的研究对象。

一、种植体-骨界面上的应力

种植体植入骨内以后形成了种植体与骨这两种性质不同的材料邻接界面，按工程力学的

观点，此处可能是薄弱环节。界面上每一单位面积承受的载荷，即为该点界面上的应力。

界面上的应力有三种形式：压应力（compressive stress）、拉应力（tensile stress）和剪应力（shearing stress）。后两者有使界面连接破坏的趋势。拉应力可使界面分离，剪应力可使界面相互错位，这两种应力都需要界面存在着某种结合力来抗衡。

如果界面没有结合力或结合力太低，那么界面上的拉应力和剪应力水平，还没升高到可使骨质吸收破坏的程度，此处界面连接就已经被破坏，形成了应力中断（stress breaking），载荷只能转移到界面其他区域，使那里出现应力集中（stress concentration），在压应力存在的界面区应力水平过高，超越骨的耐受生理限度，就要使骨吸收、坏死或骨折，继而导致种植体松动，进一步加剧应力集中和骨创伤，最终致使种植失败。

二、骨水泥粘接

在临床上，骨科人工关节植入后，采用骨水泥（bone cement）粘接，以达到种植体与骨的接合。骨水泥有很好的可塑性，能让种植体与骨壁吻合连接，聚合固化后有一定强度，与种植体之间有一定粘接力，并可使种植体达到即刻稳固。但是，目前的骨水泥的应用还存在以下问题：不仅在聚合时要产热和有刺激性，化学杂质及残余单体也有刺激性，而且其老化解聚产物也会构成有害刺激，在临床实践中，也发现骨水泥技术的远期效果不佳，种植体周围的骨产生吸收，使种植体变松动、下沉。所以，研制生物相容性好并能在体内固化成形的骨内种植材料，仍是临床医学家和生物材料学家感兴趣的研究课题。

三、改进种植体表面微结构

近年来，又兴起利用种植体表面微结构技术来解决界面的结合问题。该项技术的共同点在于让种植体表面形成微孔，待周围组织长入孔隙后，形成组织与种植体相互交织的界面。美国生物材料学家 Hench L L 认为：这样可降低大界面上的应力，是今后解决界面连接的努力方向之一。当前这类种植体多是采用金属微粒和金属细丝烧结融附在种植体表面，或是用等离子火焰喷涂方法涂于表面。

Klawitter J J 等（1974）通过组织学观察，研究了不同孔径与组织长入的关系。他们认为：15～40μm 的孔径范围只允许纤维组织长入，40～100μm 可允许类骨质长入，大于 150μm 可长成熟骨（即有哈弗氏系统结构的骨长入）。

有的学者从力学角度曾考虑表面有微孔的种植体产生的界面结合效果。Young S O 等（1979）采用测试种植体与骨结合强度的方法，证实了微电流能刺激和促进骨长入孔内增加锁结效果。

Bobyn J D（1980）研究了不同孔径对界面结合强度的影响。其测试结果说明，能获得最好效果，即在短时间内获得最大结合强度的最优孔径是 50～200μm。Cook S D 等（1985）研究了表层孔隙层次深度与结合强度的关系，发现在一定限度内，随着表层孔隙深度增加，界面结合强度也增加。

种植体表面微孔技术，在解决界面结合方面是成功的。其证据来自三方面：(1) 动物实验和临床应用的组织学和 X 线检查，都证实组织能长入种植体的孔隙内；(2) 从生物样本的力学测试，证实了多孔表面与骨之间产生了较高的机械锁结力（mechanical interlock）；(3) 有各种表面有孔种植体的临床应用获得成功的报导。

从力学的观点看，用机械锁结解决界面结合的原理在于：改变了微界面的应力作用方式，在各种方向的载荷下，大界面上每个区域均有小界面的压应力存在。另外，微孔增大了界面

的连接面积，降低了界面的平均应力水平（图 9-7）。

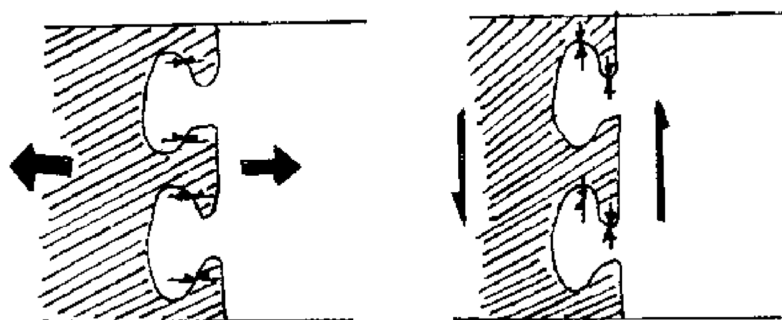


图 9-7　种植体表层孔隙的机械锁结作用

多孔种植体材料还有一潜在的优点，即当骨组织逐渐长入孔隙后，形成种植体-骨组织的复合体，可以改善种植体的力学性能。亦可用珊瑚作原料，加工制成的多孔隙羟基磷灰石人工骨。其孔隙大小均匀，并相互贯通。Piecuch J F 等（1984）用块状 RHAP 作牙槽嵴增大的动物实验，术后 2 周种植块基底就与组织连接牢固。从组织学和 X 线检查，见骨组织已逐步长入孔隙中，其钙化程度也逐渐增强。将植入后的人工骨块取出做力学测试，发现植入体的强度比植入前增高。由华西医科大学口腔医学院和中国科学院成都光电技术研究所联合研制的泡沫型生物活性玻璃陶瓷人工骨，也是一种多孔种植材料，除有优良的生物相容性外，还具有成形性好、强度高等优点。由这种材料制成的人工下颌骨的临床应用，获得了良好的效果。

表面多孔种植体的应用，目前还有一些争议。有人认为，多孔隙增大了种植体表面积，使种植体更容易腐蚀和释放有害离子。Ducheyne P 等（1984）的动物实验，显示多孔隙钛种植体的离子释放量有所增加。另外，孔隙对种植体自身强度的影响，也必须考虑。Tarvainen T 等（1986）从多孔玻璃碳涂层种植体与骨的结合强度测试的结果反映：结合强度随植入后时间增加而上升，6 个月后又开始降低。分析测试标本，发现早期界面破坏是发生在种植周围的组织内，以后则发生在涂层材料内。显然，如果种植体表层强度不足，必然要影响机械锁结强度。还有人认为，如果种植体表面有孔隙，会导致微生物集聚而引起感染。但是，还缺乏实验根据来印证这种怀疑。

四、生物化学性结合

生物活性材料（bioactive materials）的出现，为解决界面结合开辟了一条新途径。这类材料通过表面可控制的有选择的化学反应，能与组织形成生物化学性结合。

骨内种植材料中，普遍认为磷酸钙类和生物玻璃类是生物活性材料。它们的特点之一是容易与骨组织形成骨性结合。杨小东等（1987）测试了表面光滑的致密型生物活性玻璃陶瓷和锆-羟基磷灰石陶瓷与骨界面的剪切强度，其结果比对照的钴-铬-钼合金的要高出 7～9 倍。生物活性陶瓷与骨界面结合力高，提示有化学性结合形成。由于使种植体-骨界面每一处都能承担载荷，所以能真正有效地分散和传递载荷。生物活性陶瓷与骨的界面结合力如此高，具有重要的实际意义。

Kay J F（1988）进一步提出了生物结合（biointegration）的概念，与骨性结合（osseointegration）不同点在于：骨性结合仅是从形态学（光学显微镜观察）来说明种植体与骨的界面

结合，而 Kay J F 认为当界面存在有生物化学结合，不需要机械锁结就可提供足够结合强度时，才是生物结合。

杨小东等（1989）采用在致密羟基磷灰石陶瓷表面掺入氟化物的方法来增加其表面活性，组织学观察均获得骨性结合，但力学测试发现界面结合强度比单纯羟基磷灰石陶瓷提高了30％。

近年来，在生物活性材料的改进研究中，人们把测量种植材料与骨的直接结合力，作为一种灵敏有效和有实际意义的检测手段。

第四节　人工种植牙设计的生物力学

人工种植牙设计的力学考虑，是要达到种植牙的力学相容性良好。它涉及到生物材料的力学性能、种植体的几何形状与结构及上部修复体等一系列方面。

一、种植材料的力学性能

人工种植牙材料的首要条件，是生物相容性好。力学性能的要求也很重要，希望种植材料有适当的弹性模量（elastic modulus），一定的延伸性（ductility），有足够的屈服强度（yield strength）和疲劳极限（fatigue limit）。另外，还要有便于加工成形等性能。

目前常用的人工种植牙材料有金属合金类、高分子聚合物类、碳素类和陶瓷类等。金属合金的机械性能较好，绝大多数种植牙是金属合金制成的，主要是钛、钛合金、钴-铬-钼合金等。钛和钛合金的化学稳定性是由于表面易形成有很好生物惰性的氧化膜（TiO_2）。力学性能优点是弹性模量低，比重较轻，韧性好。钴-铬-钼合金的力学性能优点为强度较大，耐腐蚀性比钛好，可加工性好。陶瓷中的氧化铝陶瓷的生物惰性和机械强度均较好，可满足设计强度要求；缺点是弹性模量和硬度过高，加工成形较困难。生物活性陶瓷与骨组织的结合力高，但较脆，强度不够。因此，改善现有材料性能，研制出更符合要求、特别良好的力学性能的新材料是当前的主要任务。

骨组织是一种有生命的复合材料，是胶原纤维相和羟基磷灰石晶体相等复合的结果，故骨的力学性能特别好。Gheyson G 等（1983）从这一构思出发，研制了一种用不锈钢纤维丝增强的生物玻璃复合物，其强度增加了 7～8 倍，可以弯曲变形，可以切削，弹性模量也有所降低。

人工种植牙复合体的表面涂层是最普遍使用的技术。表面涂层的目的是让其表面形成孔隙，但又不影响种植体的结构强度。把生物活性陶瓷与金属材料复合，即可以利用金属的机械性能，又可以利用生物活性陶瓷与骨的亲合性。华西医科大学口腔医学院分别与四川大学材料科学技术研究所及中国科学院成都光电技术研究所合作研制的钛-羟基磷灰石陶瓷种植牙和钛-生物活性玻璃陶瓷种植牙，就是由两种材料制成的复合种植体。

种植材料的弹性模量问题目前还不完全清楚。大多数材料的弹性模量都比骨组织高（表 9-1）。是否种植材料的弹性模量与骨近似，则人工种植牙的生物相容性就好，还没有得到证实。对人工种植牙来说，与骨的力学关系最理想的是能均匀地将载荷传递到四周的骨上。要做到这一点，其影响因素除与种植材料的弹性模量有关外，还与种植牙的几何结构、周围的骨结构、受载荷方式等有关。碳素材料的弹性模量与骨最接近，但临床应用却还未证实其力学性能好。Mohammed H 等（1979）及 Lavernia C J 等（1983）用有限元应力分析法（finite element

stress analysis)，对弹性模量不同的种植牙模型作过分析计算，结果说明：高弹性模量的材料，有使根尖区产生应力集中的趋势；低弹性模量者，则有使颈部区产生应力集中的趋势。现在许多学者当谈到人工种植牙材料的弹性模量时，更倾向于种植牙刚度越高越好。Weiss C M 等认为，人工种植牙的要求关键不是弹性模量，而是合理的设计。

表 9-1　种植材料和组织的力学性质

材　　料	弹性模量（MPa）	泊　松　比	抗张强度（MPa）
Al_2O_3 陶瓷	371000	0.26	117.68
钴-铬-钼合金	230000		617.82
不　锈　钢	200000	0.29	519.75
纯　　钛	100000		549.17
致密羟基磷灰石	35～120		68.65～196.13
皮　质　骨	16000	0.30	34.32
碳　　素	18000		343.23
松　质　骨	1400	0.30	

二、种植体自身强度

人工种植牙是要承受很大的咀嚼殆力载荷的骨内种植体。设计时，要保证种植牙有足够的强度，不发生断裂或严重变形。种植体的自身强度，主要取决于材料强度、种植体的截面积和几何结构。就种植体受力的方式来看，结构的薄弱环节在颈部。当受侧向载荷时，种植牙颈部截面有最大的剪应力和最大的弯矩（bending moment）（图 9-8）。因为要减小上皮袖口区，所以种植牙的颈部通常要设计得细一些。另外，如果种植体表面有划痕等缺隙，容易形成应力集中，可明显降低结构强度。因此，种植牙的颈部设计应有足够的截面积，颈部区应避免有沟槽，粗细变化应缓慢，表面应光洁。

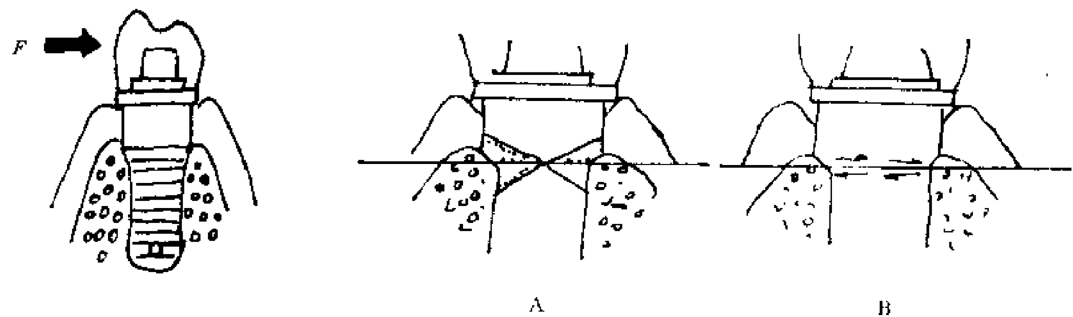


图 9-8　种植体受侧向力时，颈部截面的应力较高

F：力　　A：弯矩　　B：剪应力

复合种植体的另一个重要环节是涂层材料的强度及涂层与主体的附着强度应好，否则涂层会破坏而造成种植牙松动，导致一系列继发问题。

三、防止应力集中

由于对活体骨组织承受应力的生理限度还不清楚，所以只能尽量降低载荷，以免超过其生理耐受限度，要降低应力，只有减少种植牙承受的载荷；另一方面要增加种植体的表面面积，即增加与骨的结合面积，也就降低了界面的应力，各种类型的种植体设计都在力图实现

这一原则。例如，外形上各种沟、槽和孔网都起着增加表面面积的作用。叶状种植体有较大的表面面积，因此种植深度可缩减，以免损伤下颌神经管和上颌窦等结构。

种植体表面微结构技术，对增大表面面积的效果也很明显。用等离子钛粉粒喷涂，可增大表面面积数倍。

有的学者提出：要注意有效载荷承受面积即传递压应力的面积。这是因为有许多种植材料与骨的结合力弱得不足承受拉应力和剪应力，因而只有压应力区域才是有效的支持面积。种植体的沟、纹、槽和孔，以及微孔隙的机械锁结原理，也是在产生拉应力和剪应力的大界面上形成小界面的部分压应力而来的。事实上，骨结构大部分主要是承受压应力。从体外对骨及骨组织的各种力学性能测试均说明骨的抗压力学性能高于抗牵拉和抗剪切性能。

叶状种植体的抗侧向载荷作用较强，但抗垂直向载荷不足。一些改进办法，就是在侧壁上加槽沟，或者增加孔隙。Manrice V 等（1983）设计的改良叶状种植体，即在叶片上有四个可弯曲的翼片，向颊舌向弯曲后，当垂直载荷时，可传递压应力（图 9-9）。

Nentwing G H（1985）的慕尼黑型（Munich type）种植牙根，轴面上有若干台阶，当受垂直向载荷时，可增加压应力传递（图 9-10）。

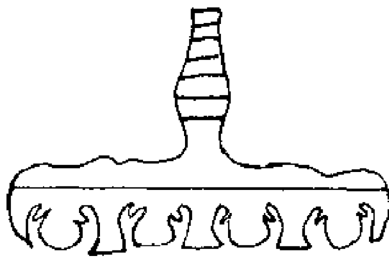


图 9-9　可弯翼片的叶状种植牙根

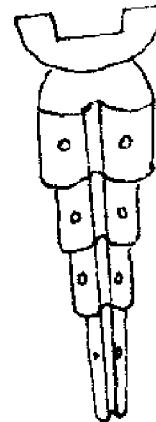


图 9-10　有台阶的慕尼黑型种植牙根

避免种植体-骨界面局部应力集中，也是设计种植体的关键之一。即使是平均应力并不高，局部应力集中也要超过骨的正常耐受阈值，造成骨的创伤。按照工程力学原理，种植体外形的尖锐角嵴，容易产生界面应力集中，所以，在种植体的设计中，要尽量注意消除。

四、应力缓冲装置和上部修复

种植牙的应力缓冲装置的意义前面已经讨论。但是，还须强调的是牙周膜除了有应力缓冲作用外，还有调节牙列上殆力分配的重要功能。当牙列的某一段受到载荷时，每个牙分担的载荷大小，是一个超静定问题。即除了载荷的大小、方向、作用点（区域）、结构的几何条件外，还要考虑变形能力。现用三个牙的模型来说明，假设三颗牙的殆面面积一样，受到垂直向均匀静载荷 P 作用后，三颗牙下沉位移的程度是相同的。牙受载荷后变形，包括牙体、牙周膜和支持骨三者的联合变形，如果把它简化成为一个弹性体，那么这种变形能力称为刚度。三颗牙的刚度分别为 K_1、K_2 和 K_3。当牙下沉停止后，力就达到了平衡，每颗牙受到的分载荷为 P_1、P_2 和 P_3，与牙受到的骨支持力相等而且平衡。各个分载荷的大小取决于各自的刚度。

当三颗牙刚度相同时，分载荷也相同，各为总载荷的 1/3。但是刚度不同时，则刚度越大者，承担的分载荷也越大（图 9-11）。

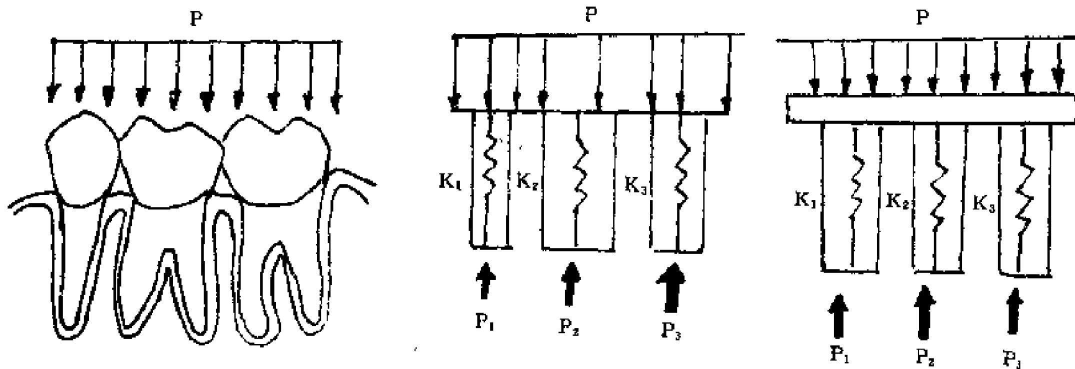


图 9-11 牙周刚度与载荷分布的关系

若 $K_1=K_2=K_3$，则 $P_1=P_2=P_3=\frac{1}{3}P$；若 $K_2>K_1>K_3$，则 $P_2>P_1>P_3$

牙体及其周围支持组织的刚度，主要决定于牙周组织。在生理情况下，牙根粗壮、牙周膜面积大、功能强、动度小的牙，自然要承受较大载荷。

人工种植牙的界面为骨性结合者，若是整体结构上缺少弹性装置，排入牙列以后，就成一个刚度大的单位，其结果就要承受大的载荷，显然这对种植牙是不利的。特别是当用刚性材料将种植牙与天然牙连接在一起作桥修复体时，更要加重种植牙的负担。

由此可见，种植牙的弹性缓冲装置的重要性是明显的。怎样设计才能达到其要求，这就需要对天然牙周膜的力学功能作深入研究，特别是要在定量研究的基础上进行。目前，关于这方面的研究报道还极少。Bronemark P-1 等采用树脂作冠修复，可视为应力缓冲设计。Kirsch A 等（1986）曾设计牙中部应力缓冲装置，但缺乏可靠的定量依据。Kirsch A 等认为：他们设计的种植牙，能够与天然牙一起作基牙。Meroueh K A 等（1987）用有限元法分析了这种修复体，但未得出明确的、有指导意义的结论。Brunski J B 等（1984）的实验动物模型，测试了咀嚼中种植体的载荷情况。他们的模型是以种植体为中间基牙的三单位固定桥，应变传感器安置在种植基桩部分。通过实验得到咀嚼周期，种植体承受载荷的数据和不同点施加载荷时种植体分担载荷的数据。Brunski 实验还清楚地证实了种植体动度与承受载荷的关系。越松动者，承受载荷越低。

种植体的上部修复体应如何降低𬌗力，并合理地将𬌗力分散到各个种植牙上，这是种植义齿学面临的重要问题。但有一点必须指出：将种植牙基桩用刚性连接体连成整体后，可使𬌗面每一处受载荷时，能更有效地分散载荷。Bronemark P-1 系统的临床经验已证实了这一观点。Pahl G S A 认为，刚性连接体对纤维-骨性结合和骨性结合两类种植牙都是需要的。也有人对此持保留态度，认为下颌存在肌肉运动变形问题，如张口时下颌弓会变弯曲，刚性整体桥可使种植体-骨界面产生应力。对此，也需进一步研究。作者认为，问题不单纯在于避免产生应力，而是控制应力的水平问题。

五、人工种植牙的生物力学设计原则

人工种植牙的设计是很复杂的，必须遵循以下原则：

（一）生物力学设计原则　人工种植牙的设计确实是一复杂问题，但也有力学规律让人们

遵循。总结前面的讨论，人工种植牙设计的生物力学原则有：

1. 要保证种植体自身有足够的强度。

2. 尽量增大与骨的结合面积，降低界面的应力。

3. 避免界面出现应力集中。

4. 保证在主载荷区受载荷时，界面有足够的压应力支持面积。

5. 要考虑应用弹性应力缓冲装置。

（二）几何结构设计原则　种植牙的几何结构设计，还要受其它几条原则的制约：

1. 种植体形状、结构要符合种植区骨组织的解剖条件，将骨创伤减少到最底限度。

2. 要考虑种植体有可摘性，即万一种植失败，种植体可以取出，而不致于造成过大的创伤或缺损，不影响其它修复手段的实施。

3. 种植体的设计要在经济上和技术上有可行性。

（杨小东）

参 考 文 献

1. 冯元桢. 生物力学. 北京：科学出版社，1980.
2. 陈安玉等. 人工种植牙的动物实验研究. 临床口腔医学杂志，1985，1（3）：154.
3. Adell R，et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw，Int J Oral Surg，1981，10：387.
4. Anad S C，et al. Stress distribution in porous surfaced medullary implants，Ann Biomed Eng，1977，5：410.
5. Atwood D A：Bone loss of edentulous alveolar ridges，J Periodontol，Special issue：1979，11.
6. Bobyn J D，et al. The optimum pore size for the fixation of purous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone，Clin Orthop，1980，150.
7. Borchers L，et al. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development，J Dent Res，1983，62：155.
8. Branemark P-L. Osseointegration and its experimental background，J Prosthet Dent，1983，50：399.
9. Brunski J B，et al. Dental implant design：biomechanics and interfacial tissue，J Oral Implantol，1986，12：365.
10. Brunski J B，et al. In vivo forces on endosteal implants；A measurement system and biomechanical considerations，J Prosthet Dent，1984，51：82.
11. Carter D R，et al. Compact bone fatigue damage：A microscopic examination，Clin Orthop，1977，127：265.
12. Cook S D，et al. Interfac mechanics and bone growth into porous Co-Cr-Mo allay implants，Clin Orthop，1985，193：271.
13. Cowin S C. The mechanical and stress adaptive properties of bone，Ann Biomed Eng，1983，11：263.

第十章　牙周病矫治的生物力学

第一节　松动牙的力学分析

牙周病是口腔常见的慢性病。患牙周病后，牙龈退缩，牙槽骨吸收。牙齿失去牙槽骨、牙周膜等牙周支持组织的支持，将产生松动移位，咀嚼时疼痛，溢脓等症状。若不及时治疗及处理，牙周组织继续破坏，则患牙将无法挽救，而自行脱落或被拔除。

牙周病发病率较高，特别是中年和老年患者较多见，但在儿童时期也有患牙周病者，据我国1983年调查资料，7～17岁儿童龈炎患病率约为67%。而牙周炎表现有牙槽骨吸收，牙周袋形成者，在儿童极少发生。

牙周病矫治的目的是在患者经口腔内科治疗后，将患牙调殆，用矫治器（夹板）将松牙固定起来。使多数牙共同负担咀嚼压力，并消除各种扭力，防止患牙再继续产生病理性移位。并通过调殆，去除创伤殆，使牙周组织得到生理性休息，有利于牙周组织的愈合和修复。牙周病进行矫治后，消除咀嚼时的疼痛，从而提高了咀嚼效能，促进食物消化，增进全身健康。

在正常情况下，牙齿是稳固的，这是由于牙齿有牙槽骨的支持和牙周膜的固位。当牙周支持组织发生病变，病变发展到一定程度时，牙齿才出现松动。松动的原因主要是牙槽骨和牙周膜的丧失。

一、牙齿松动时牙周组织的改变

牙周组织由牙龈、牙周膜、牙槽骨和牙骨质组成。牙骨质不断新生将牙周膜纤维固定在牙体组织上。正常的牙周组织，牙槽骨顶部在牙齿的颈部，即牙釉质和牙骨质交界处，牙周膜、牙槽骨的组织结构正常，并行使着正常的生理功能。当牙龈炎症扩散进入到牙周膜时，可引起牙齿松动。

（一）牙周膜的改变　牙周膜随着牙齿的发育和年龄、牙齿的功能，以及病理变化的结果而改变。牙周膜可以萎缩，可以肥大，在某些情况下，牙周膜可被其他组织所代替，牙骨质、牙槽骨被吸收。由于牙周膜是使牙齿固位于牙槽骨中的组织，一旦牙周膜损伤，则牙齿便会产生松动和移位。

牙周创伤（periodontal traumalism）是临床上常见的牙周病。由于过高的牙尖或修复体殆面的高点，使牙周组织承受了过大的咬合力所造成。牙周组织发生创伤，产生牙周膜出血，血管内形成栓塞，组织坏死，牙周膜发生玻璃样变性。

牙周炎（periodontitis）表现为牙龈发炎，牙周溢脓，牙齿松动，炎症发展可破坏牙周膜。

牙周变性（periodontosis）是由于营养不良所引起。牙周组织表现为退行性变。牙周膜主纤维变性，溶解，液体堆积，压迫牙齿引起牙齿移位，使牙骨质的不断形成停止。

（二）牙槽骨的改变　不管是哪种类型的牙周病，均可造成牙槽骨的吸收。牙槽骨是支持牙齿的骨组织，牙槽骨不同程度的吸收，均可引起牙齿不同程度的松动。

在临床上最常见的是牙周创伤和牙周变性。患牙周创伤时，常出现牙槽骨和牙齿根面被

吸收。在受压力侧，牙槽骨的硬板产生吸收，而吸收方向顺着牙根垂直向根尖方向发展。牙槽骨的吸收从X线片上表现为一侧吸收，同时患牙有较深的牙周袋。

牙周变性则可见牙槽骨为广泛性、弥漫性吸收，吸收首先发生于牙槽骨的深部。牙槽骨也可出现病理性沉积和钙化，形成不规则的骨质。

除上述情况外，牙槽骨的结构也将发生一些改变。在正常时，牙槽骨的骨质致密度是均匀一致的，骨边缘清晰。支持骨的骨小梁分布均匀，其排列方向与受力方向相适应。故当硬板变薄，骨缘模糊，牙周膜增厚，则为初期牙周病的象征。如果骨小梁排列紊乱，呈疏松状，则表现为骨质破坏，说明骨组织产生病变。牙周膜、牙槽骨产生的改变可从临床症状表现出来，但从X线照片上更可清楚地深入地了解到其破坏和病变的范围及程度。

总之，患牙周病时最易发生牙齿松动，松动度是确定牙周病是否需要矫治的指征之一，松动度是判定牙周病矫治效果的标准之一。松动度是表征牙周膜和牙槽骨不同的破坏程度和范围。

二、松动牙的力学分析

牙齿产生松动，当然主要是由于牙周膜和牙槽骨受到破坏或损伤。其松动度不一定与牙周组织的破坏程度相一致，还受很多因素的影响。牙齿松动后，牙齿承受殆力的方向发生改变，因而其牙周组织内产生的应力与正常牙齿也有明显差异，为了能采取适当的措施，对松动牙加以保护，防止其继续破坏，尚须对其受力后的应力分布进行分析。

（一）正常牙移动的支点　当正常牙齿受到与牙长轴方向一致的垂直向力时，牙齿的移动是顺着力的方向垂直向下，牙根被压入牙槽窝内。当牙齿受到与牙齿长轴成一定角度的外力，如水平向或侧向力时，则牙齿产生倾斜或旋转移位。倾斜移动时，牙齿的支点或称为牙齿的转动中心在何处，国内外学者作过许多研究，这方面的研究对口腔修复、正畸、牙周病矫治等诸方面均有重要的临床意义。Robert 曾用组织切片证实，牙齿的支点在根颈2/3与根尖1/3交界处。Case 通过物理实验结果认为牙移动支点在根的中点以下。口腔组织病理学记载，牙齿受到侧向外力时，其移动相当于杠杆运动，支点的位置在牙根的中央与近根尖的1/3之间。周书敏等对牙齿转动中心位置研究的结果，基本与上述结果相似，并指出牙齿转动中心位置随牙冠上着力点部位的不同而改变。故牙齿移动的支点不是恒定不变的。牙根形态、数目，牙齿的冠、根比例与牙齿的移动支点有密切关系。

（二）松动牙的力学分析　正常的牙齿也有生理性的动度，这种动度在肉眼不注意观察时，是不易看见的。但用测动度的仪器可以测得。其动度的大小与外力密切相关，正常牙齿受力后牙齿产生移动，外力去除2秒钟后，可至静止位置。外力施于牙齿的切端，则其动度大于施于颈部。牙周组织受到损害后，则牙齿的动度增大。因牙周组织的损伤破坏程度不同，牙齿的松动度也不相同。牙齿的动度是评估牙周病矫治预后的重要依据。一般情况，牙齿的动度与牙周组织的破坏程度是一致的。但也不尽然，也有牙齿动度不明显，而牙周组织破坏严重，牙槽骨吸收较多。这是由于牙周组织的病变部位与牙周组织的代偿功能不同有关，与牙根数目和牙根形态有关。如在根周牙槽骨吸收程度相同的牙齿，多根牙比单根牙稳固，根分叉角度大的比根分叉角度小的稳固。又如在急性炎症期，牙齿松动度明显，而一旦炎症消退，则牙齿又稳定。因而牙周组织的破坏程度，不能仅靠临床动度来判定，还应参考X线照片，根据牙槽骨吸收程度及其组织结构改变程度范围，以及牙根数目、形态、牙周袋深度等情况，全面考虑，作出客观的正确的判定。

1. 牙齿的动度　日本学者河村洋二郎认为牙齿的动度与牙槽骨吸收程度的关系，尚未作定论。与当前学者们的观点也相似，但绝大多数学者认为牙齿动度大的，牙槽骨也吸收的较多，而牙齿的动度与患牙牙根的长短有关，根长者动度小，根短者动度大。该作者还指出牙齿松动时，牙移动的方向可以是近远中向、颊舌向，也可以是上下的即殆龈方向（又称垂直向）的，还可能作旋转运动。而正常的牙齿也可作上述运动，但其动度甚小，人们不易察觉到，只能用指压法尚能感到其动度，以及其动度的大小。

牙齿的动度可以通过仪器进行测定。Eibrecent、高野等采用仪表及 Werner 的示波器法测定。Ryden 等采用激光反射法观察和测定牙齿的动度，结果较精确。

Lindhe 将牙齿的动度分三个等级，当牙齿水平方向移位 0.2～1.0mm 时，为一度松动，动度轻微，为颊舌向移动；当牙齿水平向移位 1～2mm 时，牙齿有颊舌向和近远中向移动，则为二度松动，此时，牙齿虽有显明的动度，但不能在牙槽窝中压下及转动；当牙齿水平向移位 2mm 以上时，牙齿在牙槽窝中可以压入或转动，并有垂直向移位者，为三度松动。在口腔临床上常用上述三等级确定牙齿的动度。由于尚无准确、使用方便的测定动度的仪器，常以牙齿移位的方向来确定动度，并以肉眼观察为准。

2. 松动度的力学分析　牙齿松动是由于牙槽骨吸收，牙周膜被破坏所致。急性龈炎初期，牙齿松动度较明显，待炎症控制，牙齿动度减小；牙槽溢脓时，牙槽骨吸收，牙齿的动度也增大，牙槽骨吸收到一定程度，虽然急性炎症已被控制，但牙齿松动也依然存在。

人们的咀嚼运动是多方向地复杂地运动，在咀嚼过程中，牙周膜要承受各方向的外力，而这些外力的大小与方向均有一定的规律，牙周膜的厚度与牙周韧带的结构、牙槽骨结构都与咀嚼功能有着密切关系。牙周主纤维方向与主应力方向一致，主应力大的部位，牙周膜较厚，应力小的部位则牙周膜较薄。

牙槽骨在正常生理状态下，并不是处于静止状态，而是不断地吸收、不断地沉积的，但吸收与沉积保持着平衡状态。要保持这种平衡状态，咀嚼功能的作用很重要。为了能承担咀嚼压力，牙槽骨骨质的结构和骨小梁的排列必须符合机械力学的原理，骨松质中的骨小梁系统，加强了牙槽骨的支持力量。当咀嚼功能改变时，这种结构也随之改变。当牙周组织患慢性疾病，病变涉及整个牙周组织时，可破坏牙槽骨的平衡，使牙槽骨丧失，牙槽骨的吸收增加，而骨质的形成减少，导致牙槽骨高度降低，则牙齿出现松动。

当牙槽骨高度减低时，牙周支持组织的应力分布情况发生改变。Wright 等的研究结果指出，牙槽骨高度减低时，在牙齿的同一部位上施加外力，随着牙槽骨高度的减低，牙周膜上的应力逐渐增大，当施以非轴向力时，这种现象更加明显。

Sulik 等的光弹实验发现，牙齿支持组织丧失 20%时，牙周膜上产生明显的应力集中，丧失 40%与丧失 20%者无显著差异。周书敏等用有限元法对下颌磨牙不同高度牙周支持组的应力进行分析，结果表明，当牙槽骨高度减低 1/3 时，该牙牙周膜和牙槽骨上的应力值较正常牙的牙周膜和牙槽骨的应力值明显增大。当牙槽骨高度减低 2/3 时，上述变化更加显著，根尖部位的应力值更大，可超过正常值的数十倍，牙周支持组织的应力急速增大。这时将会加重牙周支持组织的破坏，形成恶性循环。并指出牙槽骨高度降低，该牙受到外力作用时，牙槽嵴顶和牙齿的根尖区产生应力集中现象，应力值较大。这点可说明在临床上常见牙齿的颈部和根尖区有病变出现的原因。

随着牙槽骨高度不同程度的减低，牙齿将出现不同程度的松动。牙槽骨高度减低的愈多，

牙周支持组织包绕的骨质愈少，则牙齿动度也就愈大，甚至发展到该牙无法承受咀嚼压力，导致自行脱落或被拔除。

第二节　牙周病矫治的力学

一、牙周组织的耐受力

牙周组织是支持牙齿紧固牙齿的组织。正常牙齿的牙周组织具有一定的耐受能力，可以承受各种咀嚼压力。通过实验研究和临床经验，以及对殆力值的测定，证实在正常情况下，咀嚼一般日常食物所需要的殆力为 29.42～294.20N，而多数情况下为 98.07～196.13N。健康人的平均殆力，切牙为 78.45～137.29N，前磨牙为 225.55～294.20N，磨牙为 294.20～637.43N。根据上述数字可以说明，在生理条件下、切割和磨碎食物时，所需力量仅为牙周组织耐受力的 1/3～1/2。可推知肌肉和牙周组织尚储存了一部分耐受力。

Курляндский 根据 габер 测得的殆力数值，计算出各个牙齿的对比数值。由于上下颌的侧切牙殆力最小，故假设其为一个单位，将其余牙齿的殆力与侧切牙对比，按其倍数而定出相应的单位数值（表 10-1）。该作者还指出在正常情况下磨牙的牙周耐受力为 3 个单位，在生理状态下磨碎食物仅用 1.5 个单位的牙周耐受力，牙周组织尚保存有 1.5 个单位的储备力。

表 10-1　牙周组织对负荷的耐受力（系数）

牙列	1|1	2|2 2'|12	3|3 3|3	54|45 54|45	76|67 76|67	8|8 8|8
系数	1.25	1.0	1.5	1.75	3	2

在咀嚼时，参与咀嚼的肌肉因受牙周组织耐受力的控制，仅以部分力量参加．并未用出全部力量。咀嚼时施力的大小，因人而异，而同一个人又因年龄、健康情况以及牙周膜等的耐力不同，有所不同。牙齿上承受的咀嚼压力（殆力）若超过牙周组织的耐受力，将产生痛觉和不适，升肌群便会通过反馈，减小其收缩力量。

牙齿储备力的大小，决定于全身和牙周组织的健康状况。这种储备力又称为牙周潜力。当牙齿的牙周组织支持力差，例如当牙周萎缩、牙槽骨吸收并发生病理性损害时，则该牙的牙周耐受力降低，所能承担的殆力必然会减小。Курляндский 认为牙周组织萎缩越严重，牙周组织的耐受力越降低。

当牙槽骨吸收时，牙周组织对负荷的耐受力的大小，可用一定的系数计算出来。首先用殆力计（guathodynamometer）测定出正常牙周组织的耐受力，计算出其系数，然后算出牙槽骨萎缩时，牙周组织对负荷的耐受力系数（表 10-2）。

此外，也可应用牙周膜面积来计算牙周支持组织对负荷的耐受力。以正常牙齿的牙周膜面积为 100，计算出牙槽骨吸收 1/4、1/2、3/4 时余留牙周膜面积的百分比（表 10-3）。

当牙槽骨吸收达根长的 1/2，即二度牙槽骨吸收时，该牙就没有牙周储备力了。当牙槽骨吸收 3/4 时，该牙牙周组织就无负荷的耐受力，此种牙齿应该拔除。因此，随着牙槽骨吸收的不断发展，牙周支持组织的耐受力逐渐下降，其储备力也相应减小。

表 10-2　牙槽骨萎缩程度与牙周耐力的改变（系数）

牙列	1｜1	2｜2 / 2'｜12	3｜3 / 3｜3	54｜45 / 54｜45	76｜67 / 76｜67	8｜8 / 8｜8
正常	1.25	1.0	1.5	1.75	3	2
一度萎缩（吸收 1/4）	0.9	0.75	1.1	1.3	2.25	1.5
二度萎缩（吸收 1/2）	0.6	0.5	0.75	0.9	1.5	1.0
三度萎缩（吸收 3/4）	0.3	0.25	0.4	0.45	0.75	0.5

表 10-3　牙槽骨吸收后余留牙周膜面积的百分比

上颌吸收程度			正常	牙齿	正常	下颌吸收程度		
3/4	1/2	1/4				1/4	1/2	3/4
12.2	35.3	65.0	100	1	100	67.0	37.4	13.5
14.3	38.8	68.4	100	2	100	65.0	36.0	12.0
12.0	35.0	65.4	100	3	100	66.5	35.0	10.0
12.5	36.3	65.0	100	4	100	66.0	36.0	12.0
11.2	36.4	66.3	100	5	100	65.0	33.0	10.7
18.0	48.0	75.6	100	6	100*	72.0	39.0	11.5
17.5	45.3	76.3	100	7	100	68.7	36.3	11.4
14.6	36.2	64.5	100	8	100	66.0	35.0	12.0

由于牙周组织具有一定的储备力，当某个牙齿或某组牙齿的牙周组织遭到破坏时，可以动用邻牙及其他牙齿，以代偿松动牙齿的功能。

二、牙周组织对外力的反应

牙冠上承受任何外力时，其力是通过牙冠传至牙根，然后再传到牙周膜、牙槽骨和颌骨而得以分散。外力的大小应控制在牙周组织的耐受范围内，即生理范围内。若外力超过生理范围，则将使牙周组织损伤或破坏。

（一）正常牙周组织对外力的反应　牙周组织对力的反应非常敏锐，咬合异常或创伤𬌗会引起牙周病的发生。

在咀嚼运动中，为了进行切割、撕裂研磨将食物研碎而后吞下，下颌必须作上下、左右、前后等各方向有规律的咀嚼运动。在这种运动过程中，参与咀嚼切割的牙齿，都要受到轴向力和水平向力。当牙齿受到轴向力时，这种力是由牙齿的𬌗面施向牙根方向的，与牙齿长轴方向一致，而又垂直于牙齿的𬌗面，故又称垂直向力。此时，牙齿的大部分牙周膜纤维因受到拉力或牵引力而紧张，共同来分担该牙承受的力量。因而可承受较大的外力。在人们咀嚼食物时，牙周组织承受的是间歇性的垂直向力，对牙周组织的血循环有利，有促进牙周组织健康的作用。有利于牙周组织的新陈代谢和牙槽骨的骨组织的增生重建。当牙齿受到水平向外力时，牙齿产生倾斜移位，牙周膜纤维一侧受牵引，另一侧受压迫。若外力超过其生理耐受力范围，则牙周组织出现病理损害。

Messenman 曾作实验研究，在牙齿上施以水平向力，当力量加至 93.50N、牙齿产生移位，而施以垂直向力时，力量可加至 5787.88N，牙齿才产生移位。因此，垂直向力与水平向力之比为 62∶1。Dyment 等提出牙周膜对轴向力和侧向力的耐受力之比仍为 62∶1。日本三谷春

保认为牙齿对轴向力与侧向力的耐受值之比为 32∶1，周书敏等研究结果为 3.49∶1。唐亮、赵云凤等（1993）三维有限元桥基牙牙周膜应力分析结果指出，水平向与垂直向耐受值之比为 1∶4，垂直向加载时，牙周膜应力集中在根尖及牙颈部，以压应力为主，而水平向力加载时，则牙周膜的应力较大而不均匀，应力集中在颈部。上述研究结果，虽然数值不完全相同，但可充分说明一个健康的牙齿，可以承受较大的垂直向力（轴向力），只能承受很小的水平向力。

（二）单根牙和多根牙的牙周组织对外力的反应　人们口腔的牙齿因功能和形态的不同，牙根分为单根牙及多根牙。多根牙的根可由 2～3 个牙根组成。牙齿受到侧向外力时，因牙根数目的不等各牙移动的支点也不一样，前一节内已提到单根牙的支点位于根中 1/3 与根尖 1/3 交界处，即在牙齿受水平向力后移位时支点处动度最小。牙齿受水平向或侧向外力时，牙齿产生倾斜移位，此时一部分牙周膜纤维受到过大的拉力，而另一部分纤维受到压迫，受压侧产生骨质吸收，受拉力侧产生骨质增生。故牙齿向着受力方向倾斜移位。牙齿倾斜时、受到的轴向压力实际上也是倾斜的外力，会促使牙齿的松动、移位，甚至脱落。

当多根牙受到水平向外力时，例如下颌磨牙受近远向外力时，则该牙移位的支点位于两根之间的根分叉下的牙槽骨中隔内，施力侧的牙根向𬌗方升起，而另一侧的牙根被压向牙槽窝（图 10-1）。此时，大部分牙周膜纤维受到牵拉力，因此，多根牙不易倾斜移位，对水平外力的耐受性大于单根牙。故可以将多数单根牙联合固定起来，形成多根牙，就可使牙根的大部分牙周膜纤维受到牵拉力，更有利于对抗侧向外力。

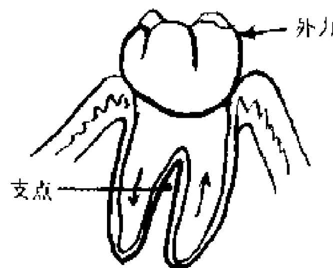


图 10-1　多根牙受水平外力

三、松牙固定的力学

现代人类的平均寿命有所增加，而牙齿的平均寿命几乎无延长，因此老年人患牙周病者多，失牙者也多。牙周病患者由于牙槽骨的吸收，使牙齿的冠根比例发生改变，轻度和中度的牙周病患者，牙齿的冠根比例虽发生改变，即牙冠变长，而牙根变短，但对牙周病无明显影响。重度牙周病患者，牙齿的冠根比例增大，此时由于冠长而根短，对牙周组织产生不良影响，常造成牙齿松动或脱落。

（一）松动牙牙周支持组织的应力改变　牙齿的牙冠和牙根比例发生改变后，牙齿的冠根比例由正常的 2∶3，可以变为 1∶1，或者 2∶1，或相差更大。因此，牙根包埋在牙槽骨内的部分更加减少，牙齿受力时的支点向根尖方向移动。较为理想的冠根比例为 1∶2，即冠短根长，根为冠的 2 倍，朱希涛等（1986）的光弹实验研究认为当牙槽骨吸收时，如果牙槽骨高度降低为正常牙槽骨高度的 1/2 时，该牙牙周支持组织的应力值较正常者明显增加，应力值与牙槽骨的高度成反变关系，即牙槽骨高度愈低，其应力值愈大。周书敏等（1984）的有限

元法研究结果指出，当牙槽骨高度降低1/3时，牙齿受近远中向水平外力时，远中牙槽嵴顶的主压应力值和在近中根尖出现的主拉应力值，均大于牙槽骨高度正常时的各应力值。且牙槽骨上的应力大于相应部位牙周膜上的应力。应力的分布规律与正常牙周支持组织的应力分布规律有明显差异。牙槽骨高度降低2/3时，牙齿受水平外力后，牙周膜、牙槽骨上的主应力分布规律与牙槽骨高度降低1/3时相似，但应力梯度变化增大，根尖部尤甚，牙槽骨上的应力值大于牙周膜上的应力值。上述情况说明牙齿行使功能时承受的咀嚼压力由支持牙根的少量牙槽骨负担，则其单位面积上承受的应力增大，故应力值高。应力值高常易损伤牙周组织，造成病理性损害，并形成恶性循环。

（二）松牙固定的力学　牙齿在行使咀嚼功能时，由于咀嚼运动是多方向的，因而牙齿和牙周组织要承受来自各个方向的𬌗力。𬌗力是多方向的，松牙的运动也是多方向的。Glickman提出𬌗力是肌肉组织在咀嚼、吞咽和语言时产生的力量，这种力量经过牙齿传导到牙周组织。

松牙固定即牙周病的矫治，主要是利用夹板将松牙固定起来，进行调𬌗，重新调整𬌗力的方向，建立无障碍的功能性𬌗接触，改善牙周组织的应力分布，从而消除有害的刺激，使牙周组织获得修复。松牙固定的力学包括以下几方面：

1. 改变松动牙的冠根比例　用夹板或其他方法改善患牙的冠根比例。例如可将过长的牙冠调磨使之变短，或将金属针植入牙根内和颌骨内，使牙根变长。而最常用的，也是简而易行的方法，是用固定器（夹板）把松牙牙冠部固定起来，以改善其冠根比例。这样就改善了牙齿承受𬌗力时的支点，使牙齿受力的支点向牙颈部移动，增强了牙齿的抗力，有利于牙周组织的支持作用。同时松动牙稳定在夹板内，可以明显减小其所受的来自各方位的侧向外力，起到了保护牙周支持组织的作用。

2. 分散𬌗力　根据Glickman的动物实验研究证实，当夹板内的某个牙齿承受过大的𬌗力时，则夹板内其他的牙齿可以分担该牙上承受的压力。例如下颌第二磨牙受到外力后，包括在夹板内的牙齿均可出现应力（图10-2）。因而说明夹板将松牙固定后，可以分散每个牙齿上承受的𬌗力，使𬌗力分散于相邻牙的牙周膜和牙槽骨上，有利于减小每单位牙周膜面积上的咬合压力。

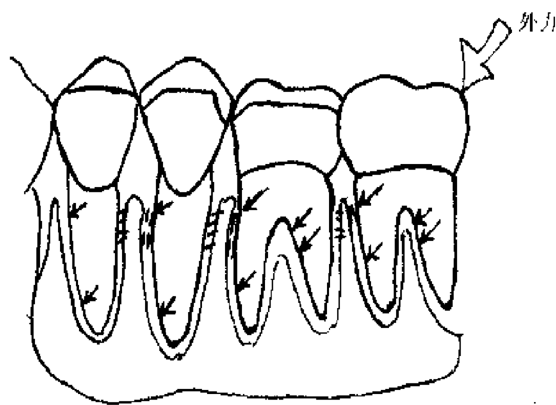


图10-2　夹板内力的传递

3. 减小侧向力对牙周组织的损害　口腔组织在行使功能时，牙齿承受的𬌗力，不仅有轴向力，还有侧向力。特别是间歇性的轴向力（垂直向），对牙周组织是有利的，是一种正常的

生理性刺激，可促进牙周组织的血液循环。松动牙用夹板固定起来，可防止侧向力对松动牙牙周组织的损害。周书敏对牙周夹板生物力学的研究指出，当采用可摘翼状钩夹板固定松牙时，则牙周膜的侧向耐受值明显提高，可提高35～75%，而轴向的耐受值无明显改变。

第三节　牙周病矫治器的设计

牙周病矫治主要的矫治器就是夹板（splint）。夹板将松牙固定起来，起到矫治作用。

一、矫治原则

患牙周病后，因松牙的数目、松牙在牙弓上的分布及松牙的牙周损害程度和病理改变的不同，必须遵循一定的原则进行矫治，方能收到良好的疗效。

（一）牙周病在作矫形治疗之前，必须进行一般的牙周治疗，如洁治、刮治、药物、手术等治疗，控制炎症。

（二）牙齿松动达三度，牙槽骨吸收达根长的3/4以上，甚至达到根尖者，并造成严重创伤𬌗时，则应拔除该牙。

（三）松动牙伴有较深的牙周袋，且牙槽骨吸收到根分叉以下的多根牙，或根尖无骨质包绕的单根牙，应将其拔除，否则戴夹板后，这些牙齿经常产生疼痛不适，影响矫治效果。

（四）为了使夹板在牙列上易于就位，并起到良好的固定效果，应将严重错位牙，特别是错位于牙弓之外的牙或者是唇、颊、舌倾斜错位的牙，应进行拔除。

（五）牙周病患者作矫治前，应进行细致的调𬌗工作，以消除创伤𬌗，建立平衡𬌗，若牙齿松动调𬌗时增加患者痛苦，可在戴上夹板后再调𬌗。此外，夹板固定后，夹板内牙齿的位置可能有些改变，又会出现创伤𬌗，此时仍需调𬌗。

（六）牙周病患者口内有多个牙缺失，则可在作夹板时，既固定松牙，又修复失牙。若缺牙较多，余留牙较少时，则不宜作牙周病矫治，因夹板固定后，使少数牙负荷过重，反而加重牙周组织的损害。总之，口腔情况是复杂的、多变的，应根据具体情况，酌情处理。

二、矫治器的设计

牙周病矫治时，应根据各牙牙周支持组织的破坏程度，牙根埋入骨组织中的长度，以及有无缺失牙，缺牙数目、部位、咬合关系，基牙情况、松牙动度等，甚至于患者的咀嚼习惯和全身健康情况，进行夹板的设计。

（一）设计原则　牙周病矫治时夹板的设计原则如下：

1. 包括在夹板内的牙齿，咀嚼时所承受的负荷，不能超过牙周组织的储备力，夹板内必须包含一定数量稳固和较稳固的牙齿，以发挥其储备力，代偿松动牙上承担的咀嚼压力。

2. 包括在夹板内牙齿的数目，应使上下颌牙齿承担的𬌗力接近平衡，不致于再造成对颌牙产生新的创伤。从而达到建立平衡𬌗的目的。

3. 夹板应与牙冠密切接触，戴上夹板后松牙应无动度。有利于𬌗力的传递和保护松牙，减轻牙周组织的创伤，使夹板真正起到制动的作用。

4. 夹板的形状，最好设计成圆弧形（即拱形）。弧形夹板有利于力的传递，例如前牙弧形夹板，当上颌中切牙上受到外力P作用时，则该牙承受的力仅为P值的53%，因而弧形夹板减轻了夹板内牙齿的负荷。前牙夹板应包括 $\dfrac{4321|1234}{\quad|\quad}$ ，后牙夹板应包括 $\dfrac{\quad|\quad}{321|1234567}$ ，

或设计成 $\overline{7654|4567}$ 夹板，其舌侧用基托连接。

5. 夹板本身应有一定的刚度，其刚度应接近牙齿，夹板的刚度大，则传力较均匀。夹板与牙齿各面愈吻合，可限制牙齿的多方向移位，传力效果更好，从而可分散各个方向的咬合力。

（二）对矫治器的要求　牙周病的矫治器——夹板，应牢固的固定在牙列上。咬合时不应有早接触点，不能妨碍咀嚼功能，设计固定夹板时，应不切割或少切割牙体组织，但要求固位好，设计可摘夹板时应取戴方便，固位好，稳定、舒适。具体要求如下：

1. 夹板的制作和使用均应简便，不增加患者更多的负担。

2. 夹板的固位力强，制动效果好，能抵抗各个方向的殆力，特别是唇舌向、颊舌向的殆力。

夹板要达到上述要求必须使唇丝或唇带位于牙冠中份，而舌侧（腭侧）必须位于舌隆突之上，始能起到制动作用（图 10-3）。若舌基托位于舌隆突以下的龈缘，则不但不能制动，反而会使前牙向舌侧移位。

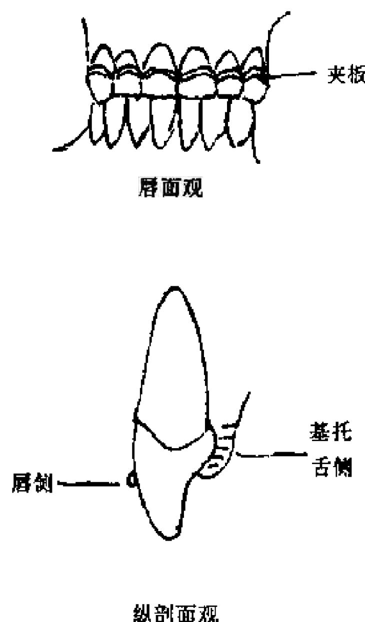


图 10-3　夹板应在的位置

3. 夹板应不刺激口腔唇、颊、舌（腭）粘膜及龈组织，而且不损伤牙体组织，以免牙齿产生龋坏。

4. 夹板易保持清洁卫生，最好具有自洁作用。

5. 夹板戴入患者口腔内，应不影响咀嚼功能和发音。

6. 夹板应坚固耐用。

三、矫治的效果

根据国内牙周病矫治的情况，特别是作者 20 余年来对牙周病矫治的体会和经验，认为牙

周病是可以进行治疗的，经综合治疗，可以取得较为满意的效果，但其首要条件是患者一定要有决心和治愈的信心，医师要有耐心，肯动脑筋想办法。作者从1970年以来，到1985年在临床上共治疗牙周病患者200余例，并进行追踪观察及治疗，甚至有少数患者1993年仍在进行治疗观察。经1～10年的追踪观察101例牙周病患者，就患者的主观感觉和医师的客观检查，效果良好者44.3%，改善者43.5%，无效者为12.2%，故其治疗效果为87.8%。

为了解牙周病治疗后咀嚼功能恢复情况，进行客观评价，对牙周病患者矫治前后进行了咀嚼效率测定。结果显示咀嚼效率均有所提高，提高为20～40%，有一例应提高60.1%。

苏联学者（1985）曾进行夹板对牙周病患者牙颌系统机能状态影响的研究，其研究对象为慢性牙周病患者，对其血管系统咀嚼机能作研究。测定了咀嚼运动次数、咀嚼周期、活动生物电，分析了牙周血流图、血管紧张度指数、舒张指数、弹性指数。夹板戴入口腔内的当天及2个月内，每间隔20天测定一次上述指标。并设有牙齿正常、牙列完整、牙周组织健康的对照组。研究结果表明，牙周病患者作矫形治疗之前肌电图显示出咀嚼肌有功能障碍，咀嚼缓慢，咀嚼中心在个别牙上，说明牙周神经感受器有明显变化，有病理性咀嚼反射存在。戴夹板2个月后，肌电图可看出机能状态已发生变化，活动生物电、静止生物电时间减少。夹板消除了牙齿病理性松动，以及牙周组织的疼痛冲动，使咀嚼功能正常化。

综上所述，说明牙周病的矫形治疗的疗效是肯定的。事物都是相对的，牙齿的去留也是如此，凡能够保留几个月，几年的牙齿就应尽力而保留之，否则全口牙齿很可能在短暂的时间内被拔除完。作者主张尽可能的保留牙周病的患牙，使其发挥一定的功能，治疗得当，尚可使其好转

（赵云凤）

参 考 文 献

1. Rebert HW, et al. A textbook of orthodontia 4th ed Thoroughly Revised. P307 London, Henry Kimpton, 1958.
2. 北京医学院. 口腔组织病理学. 北京：人民卫生出版社，1979，110～112.
3. Sulik WD, et al. Modification of stresses Surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of perioolontal Support——A photoelastic study. J Prosth Dent 1981, 46：32.
4. 周书敏等. 应用有限单元法对下颌磨牙不同高度的牙周支持组织的应力分布. 北京医学院学报，1984，16（4）：293.
5. Glickman I. Clinical Periodontology 4th ed, London, W;B Saunders company 1972, 917.
6. 周书敏. 牙周夹板生物力学作用的理论分析. 中华口腔科杂志，1984，19（2）：86.

第十一章　修复材料的力学

第一节　复 合 树 脂

修复材料力学是研究口腔修复所用材料的组成或制成的构件（修复体），在外力作用下的变形，受外力的破坏规律，从而为合理的设计修复体提供足够的强度、刚度和稳定性，以保证修复体具有足够的坚固性，使之能在口腔中长期行使咀嚼功能，达到经久耐用、美观、舒适的目的。强度是指抵抗破坏的能力；刚度是指抵抗变形的能力；稳定性是指维持其原有平衡形式的能力。因此要求修复材料应具有满足各类修复体功能负荷时的强度、刚度，以保证在使用条件下不发生破坏和过分的变形，以及材料在使用条件下具有一定的平衡性，即在使用条件下不产生失稳现象。

材料的破坏主要有两种形式，一种是断裂，另一种是屈服或显著塑性变形。断裂破坏时，材料没有明显的塑性变形。材料的断裂破坏常常是由于拉应力或拉应变过大所引起的。特别是脆性材料（brittle materials）。例如铸铁试件拉伸时沿横截面断裂，扭转时沿与轴线约成45°倾角的螺旋面断裂，这表明与最大拉应力或最大拉应变有密切关系。材料产生屈服破坏时，则材料出现屈服现象或显著的塑性变形，这种情况常常是由于剪应力过大所引起的。这种塑性变形多见于塑性材料（plastic materials）。例如低碳钢试件拉伸屈服时与轴线约成45°方向出现滑移线，而扭转屈服时则沿纵、横方向出现滑移线，这种情况均与剪应力有密切关系。当材料或材料制成的构件受最大拉应力和最大剪应力时，塑性材料与脆性材料产生不同形式的破坏，这一现象说明脆性材料的抗拉（抗分裂）能力低于其抗剪能力，而塑性材料的抗剪能力则低于其抗拉能力。

牙科中的脆性材料有汞合金、粘固剂、陶瓷、石膏和人造石，以及一些印模材料。

材料的弹性模量（elastic modulus）(E)是表示材料弹性形变的性质，是应力与应变之比。分为拉伸弹性模量与压缩弹性模量。当物体受外力作用时，应变愈小，则弹性模量愈大，说明材料的弹性形变小。

材料的泊松比（poisson's ratio）通常用v表示，泊松比是材料的横向线应变与纵向线应变的绝对值之比为一常数。v是无量纲的量，其数值随材料而异，是通过试验测定的。

弹性模量E和泊松比v都是材料的弹性常数。

一、组成

复合树脂（composite resins）是一种新型的修复材料。它是以有机聚合树脂为基础。早期的复合树脂只能作前牙缺损的修复，始于1940年。逐渐在树脂的颜色和固化方面作了大量研究工作，采用化学固化，研制出以Bis-GMA（双酚A-双甲基丙烯酸缩水甘油酯）及其改性化合物为树脂基质，并加入无机填料而形成复合树脂。

复合树脂是由有机基质树脂与经特殊处理的无机填料等组成的。复合树脂与单一的树脂相比，前者具有体积收缩小和热膨胀系数小、化学稳定性好、不溶于唾液、机械强度高等优

点。复合树脂的组成除上述主要成分外，尚含有稀释剂、引发体系、阻聚剂及少量的助剂。

（一）基质树脂　基质树脂系由粒度较大的单体或分子量较低的低聚物粘液组成。目前国内外的复合树脂多数以 Bis-GMA 作为基质树脂。无机填料的作用主要是提高复合树脂的机械强度，特别是抗压强度、硬度和耐磨性，并可减小复合树脂的体积收缩和热膨胀系数。有利于树脂与修复牙体组织的结合。还可减小复合树脂的吸水性及对牙髓组织的刺激。若填料内加入适量的 Ba、Sr 盐类，则可对 X 线起阻射作用，便于检查复合树脂修复后的效果情况。硬质的无机填料与基质的弹性模量差异较大，未经处理的填料与基质树脂之间无结合力，当材料受外力时，应力在弹性模量小的基质树脂内传递，因而该材料的机械性能差。当无机填料经过处理后，使基层树脂与填料表面之间有一层薄膜，此层薄膜将两者牢固的结合起来，使基质树脂和填料形成一个整体。当材料受到外力时，应力在基质内传递，通过薄膜也可传递至填料内。因此，应力可以在整个复合树脂中均匀的传递。当前表面处理效果较好的偶联剂是 KH-570（γ—甲基丙烯酰氧丙基三甲氧基硅烷）。

（二）无机填料　填料最早为有机填料（聚甲基丙烯酸甲酯、聚苯乙烯等）。因其强度差，后来由无机填料（α-石英粉、氧化铝、二氧化硅、玻璃粉、氮化硼、硫酸钡、碳酸钙等）取代。但填料当前应用最多是 α-石英粉和二氧化硅。

填料的粒度大小对复合树脂的性能有明显的影响。且填料是包裹在树脂内的。

（三）引发体系　引发体系是采用 BPO-TSA（对甲苯亚磺酸），BPO/有机酸-TSS（对甲苯亚磺酸钠）和 TBB（三正丁基硼）。上述体系可在口腔温度下，引发单体固化。此外、光固化引发体系，目前多采用可见光固化，具有操作方便、色泽稳定、贮存期较长等优点。

（四）稀释剂　常用的稀释剂是甲基丙烯酸甲酯（MMA），为低粘度的单体，其作用是降低基质树脂的粘度，有利于填料的混合。

此外尚有少量的助剂，其作用是防止树脂聚合的阻聚剂。

二、类型

复合树脂中填料的粒度（particle）及其含量对复合树脂的性能有明显的影响，而且也与复合树脂的类型有密切关系。

复合树脂根据填料粒度的不同，分为传统型复合树脂、混合型复合树脂、超微型复合树脂，以及后牙型复合树脂等。传统型复合树脂例如 EB、Clearfil F Ⅱ 等，其填料粒度为 10～100μm；混合型复合树脂例如 Fulfil、Miradapt、Concisei、Clearfil Pösterior 等，其填料粒度为 5～0.05μm，超微型或微型复合树脂例如 Concept 等，其填料粒度为 0.05μm。

复合树脂的填料含量及粒度见表 11-1。

表 11-1　各类复合树脂的粒度及其含量

	粒度（μm）	填料含量（重量比%）
传统型	11	78
微粒型	0.04	52
混合型	8	77
后牙型	3	85

三、力学性能

复合树脂的力学性能主要是研究其强度、硬度和耐磨性。目前很多文献报道和临床实践

已证实复合树脂具有较高的机械强度，在口腔中使用时，能够承受一定的咀嚼压力，而且质韧不易脆裂折断。但其耐磨性较差，尚不能满足临床要求。

（一）复合树脂的强度　当前复合树脂在临床上多用于龋洞的充填和牙冠缺损的修复，并可用于变色牙、畸形牙的修复，在口腔的美容美齿方面还是一种必不可少的修复材料。复合树脂的力学性与人的天然牙相接近，复合树脂的抗拉强度和抗压强度虽不如目前常用的传统充填材料汞合金那么高，但与汞合金比较接近。混合型复合树脂的抗拉强度为 40MPa，抗压强度为 240MPa，而后牙用复合树脂则要求其抗拉强度为 54MPa，抗压强度为 300MPa。这是由于后牙为主要功能牙齿，咬合力大，𬌗力可从 441N 达到 785N，甚至 981N，因而用于后牙咬合面的复合树脂材料必须具有足够的力学强度。传统型的复合树脂的压缩强度为 235MPa，其抗张强度也较高。

复合树脂的强度与无机填料的含量多少有密切关系。一般认为传统型复合树脂与混合型复合树脂的力学性能优于超微型复合树脂。此外复合树脂的强度还与基质树脂的性质不同有关，例如基质分子量的不同则复合树脂的强度也不相同。Bis-GMA 的分子量为 512，而甲基丙烯酸树脂的分子量为 100，则前者分子量大，密度大，强度就高，故当前均选用 Bis-GMA 作为复合树脂的基质树脂。

复合树脂的力学强度与固化时间有关系，固化时间不同，强度也不同，固化时间愈长，则强度愈高（表 11-2）。

表 11-2　复合树脂力学强度随时间的变化

材料	强度（MPa）	固化后时间			
		15 分钟	60 分钟	1 天	1 周
Clearfil Posterior	抗压	229.8	262.1	319.4	330.1
（混合型）	弯曲	191.5	244.7	251.3	261.3
Clearfil F Ⅱ	抗压	170.0	200.1	220.0	224.9
（传统型）	弯曲	150.4	194.0	201.8	206.2
银汞合金	抗压	35.0	170.0	402.6	424.9
	弯曲	15.7	74.9	117.7	128.9

复合树脂的弹性变形，即其抗拉、抗压的刚度，则一般用弹性模量和泊松比来表示。复合树脂的弹性模量传统型（clearfil F Ⅱ）为 11500±490MPa，混合型（clearfil posterior）为 12400±590MPa，超微型（microjar）为 760±490MPa。复合树脂的泊松比与牙科常用材料较接近（见表 11-3）。

表 11-3　复合树脂与牙科材料的泊松比

材料	泊松比
复合树脂	0.24
丙烯酸树脂	0.35
汞合金	0.35
磷酸锌粘固剂	0.35
牙釉质	0.30

（二）复合树脂的硬度　复合树脂的硬度为 25～55KHN（Knoop Hardness），见表 11-4。

表 11-4 复合树脂与天然牙的硬度（KHN）

材　料	KHN
传统型复合树脂	55
微粒填料复合树脂	25
无填料丙烯酸树脂	15
牙釉质	300
牙本质	65
银汞合金	90
充填用黄金	70
硅粘固剂	65

（三）复合树脂的耐磨性　复合树脂的耐磨性差，其磨耗机理尚不清楚。一般认为当复合树脂承受咀嚼压力时，因无机填料和有机树脂的弹性模量相差悬殊，应力主要在弹性模量小的树脂之间传递，因而造成强度低的树脂被磨耗。这时填料被逐渐暴露、脱落。从而复合树脂的体积逐渐越来越小，甚至最后被磨掉。

复合树脂的耐磨性，直接受无机填料本身的耐磨性、粒度、含量以及表面处理效果所影响，传统型复合树脂的耐磨性较差，超微型复合树脂的耐磨性较好（表 11-5）。

表 11-5 复合树脂的耐磨性

材　料	材料的体积损失（$cm^3 \times 10^{-3}$）
Concise（传统型）	8.4±0.5
Clearfil F（传统型）	8.0±1.2
Reslodent（传统型）	8.3±2.2
Isopast（微型）	0.22±0.08
Silax（微型）	1.4±0.5
不含填料的 MMA 树脂	1.7±0.1
银汞合金	0.73±0.12

引自 Tani（1983）

第二节　口腔陶瓷材料

陶瓷材料用于牙科已有一百多年的历史。1837 年，Murphy 就曾试用陶瓷来制作嵌体，然而直到 1889 年 Lund 采用高温熔瓷制作嵌体，才逐渐形成了制作陶瓷修复体的近代技术。陶瓷材料在牙科的应用也日趋增多。

由于陶瓷材料脆性大、易折裂，50 年代将其与金属底层合用，制成金瓷修复体。最初采用金合金作为其底层材料，其延展性、适合性好、耐腐蚀、易焊接，故金瓷修复体迅速发展起来。70 年代又研究出用非贵金属，如 Ni-Cr 合金作为底层金属材料。

由于金瓷修复体中，金属边缘的外露影响美观，不透明瓷层的应用阻碍了光线的透射与散射，使其颜色逼真度欠佳，全瓷修复体引起了人们的兴趣，而相继开发出 Cerestore 无收缩瓷、Dicor 铸造陶瓷等多种全瓷修复体修复材料，以期制作高度美观、逼真的陶瓷修复体。

一、口腔陶瓷材料的类型

口腔陶瓷材料，就其临床应用来说，可分为三种类型：(1) 制作成品人工牙；(2) 制作嵌体、冠等固定修复体；(3) 与铸造合金联合使用。根据陶瓷材料本身的组成、结构，口腔陶瓷材料可分为：(1) 长石陶瓷；(2) 氧化铝陶瓷；(3) 氧化镁陶瓷；(4) 玻璃陶瓷。

(一) 长石陶瓷　长石陶瓷通常由长石、石英和陶土混合烧结而成，用于制作成品瓷牙及烤瓷粉。根据其熔点不同，可分为三类：

高熔烤瓷粉　1288～1371℃　2350～2500℉

中熔烤瓷粉　1093～1260℃　2000～2300℉

低熔烤瓷粉　871～1066℃　1600～1950℉

其化学组成见表 11-6。

表 11-6　烤瓷粉的化学组成（%）

	高熔		中熔		低熔		低熔（真空）	
	胎	釉	胎	釉	胎	釉	胎	釉
SiO_2	72.9	65.1	63.1	64.3	68.1	67.6	66.5	64.7
Al_2O_3	15.9	19.4	19.8	19.1	8.8	9.7	13.5	13.9
CaO					3.5	3.7		1.78
Na_2O	16.8	2.4	2.0	2.4	4.7	4.5	4.2	4.8
K_2O	9.8	12.8	7.9	8.4	8.4	2.1	7.1	7.5
B_2O_3		0.15	6.8	5.2	6.4	6.3	6.6	7.3
ZnO			0.25	0.25				
烧成温度（℃）	1300	1300	1100	1100	960	960	980	950

长石陶瓷具有良好的半透明度，制作的修复体美观、逼真。然而其脆性大，易折裂，限制了其临床应用。

(二) 氧化铝陶瓷　1965 年，McLean 发现在长石陶瓷中加入氧化铝以增加其强度。由于氧化铝较石英坚硬，具有较高的弹性模量，可有效地阻断裂纹的扩展，当氧化铝含量达 50% 时，既可有效地提高陶瓷的抗弯强度，又可提高其断裂韧性。然而，由于陶瓷中氧化铝含量的增高，其半透明度明显降低，影响了修复体的外观，因此氧化铝陶瓷只能用来制作底层，再在其上涂塑半透明度好的牙本质瓷与釉质瓷。

1987 年，claus 在此基础上开发出 Hi-Ceram 陶瓷，由于其氧化铝含量较高，虽使材料的断裂模量和断裂韧性明显提高，但在陶瓷中出现孔隙，且透明度下降。因而又研制出 Iu-Ceram 陶瓷，这种材料中氧化铝含量进一步增加，但它是将糊状、精制的氧化铝堆塑于耐火代型上，烧结成瓷，浸入熔融的铝硅镧玻璃中，利用玻璃的毛细作用充满陶瓷的残余孔隙中，使其强度有较大程度的增加，约为传统氧化铝陶瓷的 3 倍以上。

(三) 氧化镁陶瓷　氧化镁陶瓷是以氧化镁晶体代替氧化铝晶体作为增强剂，因其有较大的热膨胀率，制成底层后，能与常规瓷粉匹配使用。

氧化镁陶瓷在热处理后，其氧化镁与氧化铝反应，生成铝镁尖晶石晶体，产生体积膨胀，而补偿了陶瓷在烧结过程中的收缩，因此亦称为无收缩瓷，其修复体的适合性较好。

(四) 玻璃陶瓷　50 年代初，美国 Corning 玻璃厂的 Stooky 在进行某项试验中偶然发现，如果在某个适宜的温度范围内或长或短地保存一定时间，玻璃这种非晶态的无定形的物质就

可以部分或整体地转变成结晶状态的物质。晶化后的玻璃与陶瓷差不多，因而称为玻璃陶瓷或微晶玻璃，其强度较常规陶瓷有较大幅度的提高，且半透明度好。在应用玻璃陶瓷制作修复体时，可以采用失蜡铸造法成形，故又称为铸造陶瓷。

玻璃陶瓷通常按其玻璃基质的组成分为硅酸盐、铝硅酸盐、硼酸盐及磷酸盐类玻璃陶瓷。应用于口腔修复的是其中的特殊种类。

玻璃陶瓷是由玻璃经过热处理过程获得的多晶固体，热处理是产生玻璃陶瓷的关键阶段。不同组份的玻璃具有不同的析晶条件，通常晶化步骤分为两个阶段进行，即玻璃的成核与晶体生长。

玻璃陶瓷中晶粒尺寸很小，一般在 0.1～10μm，这些细子的晶体通常是在没有应力足以导致晶体排列的情况下，从一个均质玻璃母体中成核生长起来，因此晶体的取向是杂乱无章的，从而保证了玻璃陶瓷在性能上不受各向异性明显的晶体影响。由于其晶粒细而无序取向，但均匀一致地分散在剩余的玻璃相中，相互嵌锁，因而增加了材料的强度。

二、口腔陶瓷材料的强度及其影响因素

陶瓷材料因其理化性能稳定，抗腐蚀、耐磨，导热导电性差，作为口腔修复材料具有良好的生物安全性。然而，陶瓷材料的抗拉强度差，脆性大易折裂，因而在应用陶瓷材料制作口腔修复体时，其强度是一个必须加以考虑的重要性能。

（一）强度的测试　强度系指断裂结构所需的最大应力，依其应力的类型，可分为抗拉强度、抗压强度和抗剪强度。

许多陶瓷材料，其抗拉强度显著低于抗压强度，临床上陶瓷修复体的折裂就可能与此特殊性能有关。由于要产生单纯的应力类型是极其困难的，对于口腔陶瓷材料，在评价其修复体折裂的可能性时，尤其是存在有表面缺陷时，抗拉强度被认为是最有意义的性能。由于标本难以夹持与固定，传统的抗拉强度测试难以用于口腔陶瓷材料。

近年来，普遍被用于测定口腔陶瓷材料抗拉强度的试验为经向压缩试验（图 11-1）或间接拉伸试验。此法是将压缩载荷施于短圆柱形试件的直径线上，藉压缩压力在施于面上产生一种拉应力。此情形下，拉应力与所施的压缩载荷成正比：

$$拉应力=\frac{2P}{\pi DT}$$

式中，P 为载荷，D 为试件直径，T 为试件厚度。

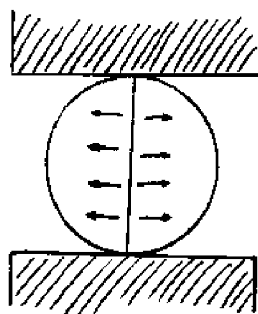


图 11-1　径向压缩试验

径向压缩试验提供了一种较为简单的方法以评价口腔陶瓷材料的抗拉强度。然而，标本

中复杂的应力分布可产生不同的折裂型，如果标本在折裂前显著变形，则其测定结果是不可靠的。

弯曲试验是在静力作用下，两端被固定横梁的强度试验，其强度称为抗弯强度或挠曲强度。从某种意义上讲，弯曲试验为不同类型应力的综合测量。加载时，梁上层表面主要为压应力，下层表面主要为拉应力，这种应力可促使陶瓷材料裂纹的形成与扩展，并产生折裂。陶瓷材料常用三点或四点弯曲试验来评价其强度，国际标准组织（ISO）亦支持用三点弯曲试验来评价口腔陶瓷材料的强度。

（二）影响口腔陶瓷材料强度的因素

1. 陶瓷材料的组成　陶瓷材料的组成成分不同，其强度不等。氧化铝陶瓷中，由于引入了弹性模量较高的氧化铝作为结构加强剂，其强度明显高于常规长石陶瓷。

陶瓷材料通常含有结晶相与玻璃相，结晶相含量的多少与材料的强度关系很大。一般情况下，结晶相含量增高，材料的强度增加。口腔陶瓷材料为保持其一定的半透明度，须含有大量的玻璃相，限制了其强度的提高。

2. 表面完整性　陶瓷材料的折裂，通常皆经历两个阶段，即裂纹的形成与裂纹的扩展。口腔陶瓷在其制作修复体的过程中，微裂纹的形成是不可避免的，如修复体的研磨、抛光等皆可在陶瓷表面形成微裂纹，过快的冷却速度亦可能在陶瓷表面形成微裂纹，微裂纹的形成使修复体的强度大为降低。

表面微裂纹虽然很小，但这种裂纹可导致应力集中。在金属中，这种应力可通过弹性形变来消除，但由于陶瓷材料的不可延展性，这种应力难以消除。如果材料在拉应力作用下，集中的应力容易超过陶瓷材料的抗拉强度，而使裂纹深度增加，裂纹越深，应力集中越明显，最终导致材料的折裂。

3. 内部结构　陶瓷材料的强度受其内部气孔的大小、形状、数目及晶体的颗粒度等因素的影响。气孔率的影响特别明显，根据 Duckworth 的经验式：$\sigma=\sigma_0\exp(-bp)$，随着气孔率的增加，陶瓷材料的强度明显降低。式中 b 为常数，因材料的不同而异。一般在 3～9 之间。但也有一些学者的研究发现，少量的气孔，如含 0.1～1%的气孔还有提高陶瓷材料强度的作用，因为气孔可以作为消除楔入应力的缓冲地带。

陶瓷材料中晶体的颗粒度对其强度也有很大影响。每一颗粒晶体可看作一个楔入点，以 d 代表颗粒直径，可得出 σ 与 $(1/d)^{1/2}$ 成正比。根据 Kundsen 提出的关系式 $\sigma=K/d^{-\alpha}$，随着晶体颗粒增大，陶瓷材料的强度降低。式中 K、α 为常数。

4. 陶瓷材料的疲劳　由于存在临界以下的裂纹扩展，因此只要存在应力，裂纹就有扩大的可能。如果应力足够大，或裂纹足够深，则可发生陶瓷的折裂。如果应力很小，裂纹在开始时只是缓慢扩展，直至达到其临界深度，也就是在一定的力作用一定的时间之后才出现折裂，这种滞后现象称为疲劳。

由于陶瓷修复体在口腔这一潮湿的环境中，承受持久的殆力载荷，如果陶瓷修复体存在有微裂纹，即使殆力载荷在修复体中产生的应力未超过陶瓷材料的抗拉强度，亦有可能出现陶瓷的折裂。临床上有时可见到在无过度外力作用下陶瓷修复体折裂，即可能与此疲劳现象有关。

三、口腔陶瓷修复体增加强度的措施

由于陶瓷材料的脆性，在陶瓷修复体的设计和制作中，都应考虑到如何防止陶瓷修复体

的折裂。有许多方法可以增强陶瓷修复体的强度。

（一）真空烧结　真空烧结可避免气体的参入，提高材料的致密度，而使其强度增加。但亦有学者发现，真空烧结只能减少气孔的形成，增进修复体的半透明度，但对其强度无明显影响。

（二）消除陶瓷修复体表面缺陷——微裂纹　由于在陶瓷修复体制作过程中，保护原始的表面不受损伤是不可能的，即表面微气孔，微裂纹的形成是不可避免的，如何消除其表面缺陷，对于提高修复体的强度是十分重要的。

表面人工上釉是消除陶瓷修复体表面缺陷的一种较好方法。由于熔融的釉料可流入表面微孔，因面可防止陶瓷在承受应力时，这些微孔作为折裂的起始点。人工釉料可作为一种封闭剂，防止裂纹的形成与扩展。从修复体强度测试结果来看，人工上釉的陶瓷修复体其强度显著高于自身上釉或自身上釉与抛光者。

（三）使修复体表面处于压应力状态　由于陶瓷材料具有较高的抗压强度，而抗拉强度差，在其表面形成压应力层，可有效地缓解由于表面缺陷造成的裂纹形成与扩展，从面提高修复体的强度。应用热膨胀系数稍小于体瓷的釉料进行人工上釉是表面形成压应力的一种有效方法。

钢化亦是在陶瓷表面形成压应力的一种措施，可分为热钢化和化学钢化。

热钢化是将材料快速冷却，使表面在内部温度还较高时已成固态，当内部继续冷却收缩时，表面不再随之收缩，而使其产生压应力。

化学钢化，即采用离子交换的方法在表面形成压应力层。在温度低于材料转变温度（Tg）的条件下处理材料，使材料中较小的离子与外部熔体中较大的离子进行离子交换，如K离子与Na离子的交换，这种离子交换，使材料表面形成较高的压应力带，从而达到较高的强度。然而，通过离子交换的方法提高陶瓷修复体的强度需经高温碱浴，使其应用受到限制。

（四）金瓷修复体的应用　金瓷修复体是将瓷涂于金属底层上，经高温烧结而成。应用金属底层提高陶瓷的强度依赖于高强度的金属底层的支持作用以及金瓷之间的有效结合。

金瓷间的结合大致有四种形式：机械结合、分子引力、化学键结合和压缩结合。

1. 机械结合　系借金属表面的粗化，以扩大结合面积，使湿敷在上面的陶瓷在烧成后与之相互嵌合，起到锁结瓷层的作用。金属底层表面的喷砂粗化可提高其机械结合作用。

2. 分子引力结合　即 Van der Weals 力，系借陶瓷分子与金属分子之间产生的张应力使两者结合。瓷对金属的湿润其接触角越小，结合力越强。瓷的湿润性与所含分子的极化有关。在瓷中极化正离子屏蔽金属离子。金属表面形成均质氧化膜时，熔融瓷的湿润就好。

3. 化学键结合　系金属表面的氧化层与陶瓷组成的氧化物和非晶质玻璃界而发生化学反应，通过金属键、离子键、共价键等化学键所产生的结合。金属表面氧化，对结合来说是主要的。锡、铟等微量元素在瓷烧成过程中扩散，集中于金瓷界面，从金属溶入瓷内；同样，在瓷中加入少量元素，如 SnO_2、ZrO_2 等，也会在烧成过程中发生迁移而集中于金瓷界面，促进两者的结合。

4. 压缩结合　当瓷在烧成温度降至室温时，其收缩小于金属的收缩，陶瓷受到压缩应力，加强了两者的结合，因此瓷的热膨胀系数应略小于金属的热膨胀系数，但两者之间相差应小于 $1\times10^{-6}/℃$。

随着科学技术的快速发展，学者企图用瓷来替代金属底层。现已由 Hi-ceram 发展到 In-

ceram，这种瓷不但抗弯强度为目前同类系统的 3～4 倍（约为 $600N/mm^2$），修复体的边缘密合度很好。现已可以作全冠和前后牙三单位固定桥。国内外正在积极着手进行研究开发。故正在努力开发高强度的陶瓷和铸造陶瓷。

（赵云凤　陆支越　高　宁）

参 考 文 献

1. 单辉祖．材料力学教程．北京：国防工业出版社，1982，34，218.
2. 陈治清．最新口腔材料学．成都：四川科学技术出版社，1989，325.
3. Pitt Ford，TR. The Restoration of teeth. Second Edition London Blackwell Scientific Publications，1992，83～88.
4. Craig，RG. Restorative dental materials sixth edition. Toronto The C. V. Mosby company. 1980，70～101.
5. 孙训方，方孝淑．材料力学．北京：人民教育出版社，1979，9～30.
6. Jones DW. Development of dental ceramics：An historical perspective. Dent Clin Nor Am 1985，29：621.
7. H. 萨尔满，H. 舒尔兹著，黄照柏译．陶瓷学．北京：轻工业出版社，1989.
8. Moffa JP. Porcelain materials. Adv Dent Res 1988，2：3.
9. Brackett SE，et al. A evaluation of poecelain strength and the effect of surface treatment. J Prosthet Dent 1989，61：446.
10. Ban S，Annusavice KJ. Influence of test methods on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res 1990，69：1791.

第十二章　实验应力分析

第一节　电阻应变测量

一、电阻应变片及其工作原理

常用的电阻应变片（简称应变片）构造如图 12-1 所示，主要由金属丝敏感栅、基底和覆盖层、粘结剂及引线四个部分组成。

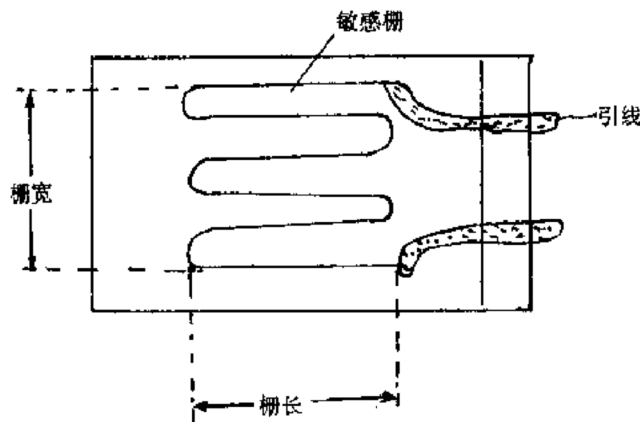


图 12-1　应变片构造示意

（一）金属丝敏感栅是用具有一定电阻值的金属丝线制而成。为了使应变片有足够的电阻值，把一定长度的金属丝做成栅状，常用的有康铜丝、镍铬丝、镍铬铝丝等，丝的直径为 0.015～0.05mm，以 0.025mm 丝径常用。

（二）基底和覆盖层用来定位和保护金属丝。要求基底能保证金属丝和被测试件间的绝缘，有一定机械强度、热稳定性，易于粘贴。常用基底有纸基和塑料胶基。

（三）粘结剂是用来将金属丝固定在基底上的、要求粘结强度高，绝缘性好。

（四）引线作为测量敏感栅电阻值时与外部导线连接用。

将应变片固定在试件被测点上，当试件受载后产生应变时，应变片中敏感栅随之发生相应的应变，由于金属丝在伸长或缩短时，其电阻值会相应变化，因此应变片便将试件的应变转化为电阻值的变化。

由物理学可知，金属丝的电阻值与其长度成正比，与其横截面积成反比：

$$R=\rho\frac{l}{F} \tag{1}$$

式中，R 表示金属丝的电阻值（Ω），ρ 表示金属丝的电阻系数（$\Omega\cdot mm^2/m$），l 表示金属丝的长度（mm），F 表示金属丝的截面积（mm^2）。

如把长为 l、电阻值为 R 的金属丝粘贴到某试件上，当试件受力变形时，金属丝由原长 l

变化到 $l+\Delta l$。金属丝电阻值由 R 变化到 $R+\Delta R$，实验证明在试件的弹性变化范围内，金属丝电阻的相对变化$\frac{\Delta R}{R}$和金属丝长度的相对变化$\frac{\Delta l}{l}$（即应变 ε）成正比，即：

$$\frac{\Delta R}{R}=K\cdot\frac{\Delta l}{l}\doteq K_0\varepsilon.$$

亦即

$$\Delta R=K_0\varepsilon R. \qquad (2)$$

式中，K_0 表示金属丝的灵敏系数。从式（2）可见，如已知金属丝灵敏系数 K_0 值，则试件的应变 ε 可根据金属丝的电阻值变化求得。

由于应变片敏感栅随试件而变形，其圆弧部分的电阻变化值不仅与应变片纵轴方向应变 ε 有关，而且与其他方向应变有关。它直接影响应变片的电阻变化值对纵轴方向应变的敏感度，这种现象称为横向效应。因此应变片的灵敏系数与试件应变状态有关。为了有一个统一标准，将应变片的灵敏系数定义为：应变片安装在被测试件上，在应变片纵轴方向的单向应力作用下，应变片电阻的单位电阻变化与引起此变化的应变片纵轴方向应变的比值。

二、电阻应变仪

（一）测量电路　在电阻应变仪中一般用电桥将应变片的电阻变化转化为电压或电流的变化，如图 12-2 直流电桥（惠斯登电桥）所示，桥臂系由 R_1、R_2、R_3 和 R_4 四个电阻组成，A、C 两端为电源端，其电流电压为 U。B、D 两端为输出端，其负载电阻为 Rg。

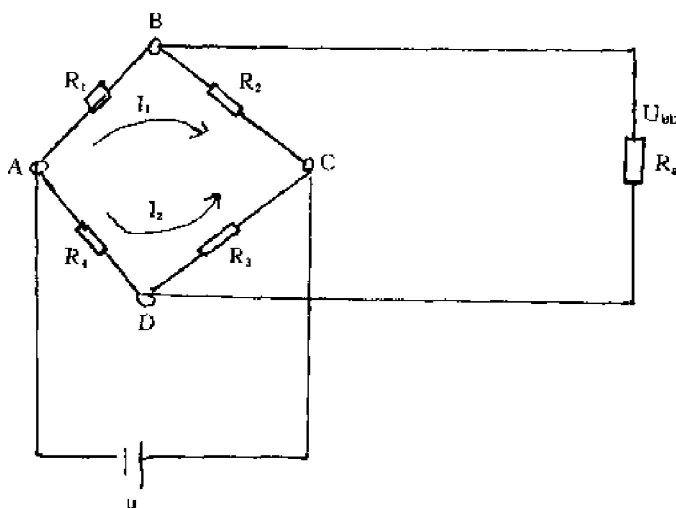


图 12-2　直流电桥

一般情况下，电桥输出端配有电阻应变仪高输入阻抗的放大器，其负载电阻可以为无限大，输出端处于开路状态，这种电桥称为电压路。根据电路计算，可得通过 ABC 的电流为：

$$I_1=\frac{U}{R_1+R_2}.$$

通过 ADC 的电流为：

$$I_2=\frac{U}{R_3+R_4}.$$

BD 二点的电流差：

$$U_{BD}=U_{BA}-U_{DA}$$

$$=I_1R_1-I_2R_3$$

$$=U\frac{R_1R_3-R_2R_4}{(R_1+R_2)(R_3+R_4)}. \tag{3}$$

如果 $R_1R_3=R_2R_4$，输出电压为零，称为电桥平衡。在测量前使 $R_1=R_2=R_3=R_4$，满足平衡条件，此时如各桥臂电阻产生一微小增量（分别为 ΔR_1、ΔR_2、ΔR_3、ΔR_4），则由（1～3）式可得电桥输出电压为：

$$U_{BD}=\frac{U}{4}\left(\frac{\Delta R_1}{R_1}-\frac{\Delta R_2}{R_2}-\frac{\Delta R_3}{R_3}-\frac{\Delta R_4}{R_4}\right) \tag{4}$$

若用四个应变片作桥臂（其初始电阻值满足平衡条件），等应变片的应变分别为 ε_1、ε_2、ε_3、ε_4 时，用（1～2）式代入上式得：

$$U_{BD}=\frac{UK}{4}(\varepsilon_1-\varepsilon_2+\varepsilon_3-\varepsilon_4). \tag{5}$$

由上式可见，电桥可将应变片的应变转化为电压增量。其输出电压与各桥臂上应变片的应变代数和成正比。如果电桥有一个桥臂为应变片（如 R_1 桥臂），其他桥臂为固定电阻，高应变片受有应变 ε_1 时，则可得：

$$U_{BD}=\frac{U}{4}K\varepsilon_1.$$

测定 U_{BD}值后，便可求出 ε_1 值。

另外，在测量环境温度变化时，由于敏感栅的电阻温度效应及其与试件的线膨胀不同，均会使其电阻值发生变化，为测得试件真实应变必须消除这一影响。为此取一片与工作应变片同样性能的应变片，粘贴在与试件材料相同不受力试件（补偿块）上，使它具有与试件相同温度，此应变片称为温度补偿片。测量时如工作应变片接在AB上，补偿片接在BC上，其它两桥臂接固定电阻，利用电桥特性从式（1～5）可看出，由于温度变化而产生电阻的变化被消除了。

利用电桥特性，还可以根据试件各种不同受力状态，采用合理的接桥方式，可以增加电桥的灵敏度，消除一些不需要测量的应变值。

（二）电阻应变仪的工作原理　在应变测量时，应变片的电阻变化十分微小，因此电桥输出电量很小，需用放大器进行放大，现在一般电阻应变仪采用交流供桥，载波放大形式，图12-3所示为其原理方框图。

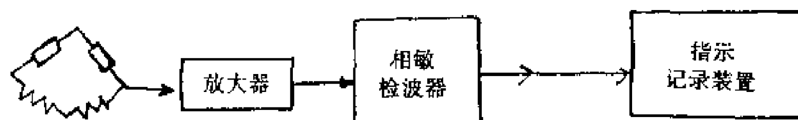


图 12-3　电阻应变仪的原理方框图

由载波振荡器供给电桥一定频率和振幅的交流电，通过交流电桥对应变信号进行调制后，输出一调幅波，送至高增益线性放大器放大，再经相敏检波器分辨出信的正负，相敏检波器的参考电压由振荡器供给，低通滤波器可将检波后波形高频载波滤去，最后将经过放大应变信号送至记录器进行记录。

（三）电阻应变仪的种类

1. 静态电阻应变仪　仅用于静态应变测量配用相应的多点平衡预调装置，能进行手动平

衡和转换的多点静态应变测量。国内现有的静态电阻应变仪型号有 YJ-5，YJB-1，YJD-16 等。

2. 静动态电阻应变仪　用于静态应变及应变频率在 200Hz 以下动态应变测量。国内现有 YJD-1 等。

3. 动态电阻应变仪　用于应变变化频率在 5000Hz 以下的动态应变测量，国内现有动态应变仪型号有 Y6D-2、Y6D-3、Y8DB-1 等。

3. 超动态电阻应变仪　用于应变变化频率高达几千至几兆赫的动态应变测量。国内现有超动态电阻应变仪的型号有 YSG-9 型。

三、记录器

应变测量常用记录器有以下几种。

1. 描笔式记录器　用于 100Hz 以下动态应变测量。

2. 光线示波器　用于记录 5000Hz 频率以下的动态应变。

3. 磁带记录器　直接记录方式可记录频率高达 2MHz 的动态应变（调频记录方式可达 400kHz)。

4. 电子示波器　可用于记录频率数十兆赫的动态应变。

附实验 1　电阻应变片的粘贴技术

一、实验目的

1. 初步掌握常温用电阻应变片的粘贴技术。

2. 为后续电阻应变测量的实验做好在试件上粘贴应变片、接线、防潮、检查等准备工作。

二、实验设备和器材

1. 常温用电阻应变片，每小组一包约 20 枚。

2. 四位电桥（测量应变片电阻值用)。

3. 502 或 501 粘结剂（氰基丙烯酸酯粘结剂)。

4. 25 瓦电烙铁、镊子等工具。

5. 等强度梁试件、温度补偿块。

6. 丙酮等清洗器材，防潮用石蜡。

7. 测量导线若干。

8. 100 伏兆欧表（测绝缘电阻用)。

9. 万用表。

三、实验方法和步骤

1. 用四位电桥测量各应变片电阻值，选择电阻值差在 $\pm 0.5\Omega$ 内的 14～15 枚应变片供粘贴用。

2. 将新购买或经冰箱保存的性能有效的 502 或 501 粘结剂、瓶口打一小细孔，以便只流出少量胶液。

3. 先将试件待贴位置用细砂纸打成 45°交叉纹，并用丙酮醮棉球将贴片位置附近擦洗干净直到棉球洁白为止，按图 12-4 所示布片图用钢笔画方向线，画线晾干后再用棉球擦一下。

4. 一手捏住应变片引出线，一手拿 502 粘结剂瓶，将瓶口向下在应变片基底底面上涂抹一层粘结剂，涂粘结剂后立即将应变片底面向下平放在试件贴片部位上，并使应变片基准对

准方向线，将一小片聚四氟乙烯薄膜（0.05～0.1mm 厚）盖在应变片上，用手指按应变片挤出多余粘结剂（注意按住时不要使应变片移动），手指保持不动约 1 分钟后再放开，轻轻掀开薄膜，检查有无气泡、翘曲、脱胶等现象，否则需重贴。注意粘结剂不要用得过多或过少，过多则胶层太厚影响应变片性能，过少则粘结不牢不能准确传递应变。可事先用废片试贴练习，掌握时间和用力。如用力过大，胶几乎全部被挤出，粘结不牢，甚至压坏应变片敏感栅。此外，注意不要被 502 胶粘住手指或皮肤，如被粘上可用丙酮泡洗掉。502 粘结剂有刺激性气味，不宜多吸入，切不要滴及眼睛。

5. 每个小组在补偿块上粘贴 4 片，在板状试件上粘贴 4 片，共 8 片应变片。

6. 用万用表检查应变片是否通路，如属敏感栅断开则需重贴，如属焊点与引出线脱开尚可补焊。将引出线与试件轻轻脱离。

7. 将测量导线用胶布固定在板状试件上，使导线一端与应变片引出线靠近，并事先将导线塑料皮剥去约 3mm 和涂上焊锡。然后用电烙铁收应变片引出线与测量导线锡焊，焊点要求光滑小巧，防止虚焊，再用万用表检查应变片是否通路。要求应变片粘贴前后阻值变化不大于 1%，其引出线和试件之间的绝缘电阻大于 200 兆欧为好。收导线编号，画布片和编号图。导线应布置整齐。

8. 用烙铁熔化石蜡覆盖应变片区域，作防潮层，再检查通路和绝缘，收试件和补偿块收存好。

9. 如果用其他粘结剂粘贴应变片剂粘贴工艺不同，应按具体情况改变。

四、实验报告要求

1. 简述贴片、接线、检查等主要步骤。

2. 画布片和编号图。

推荐 PMMA 试件尺寸：

附实验 2 电测法测量弹性模量 E 和泊松比 μ

一、实验目的

1. 测定弹性模量 E 及泊松比 μ。

2. 掌握电测应力的测试方法。

二、实验要求

测试方法：

1. 练习电测法中的温度补偿方法。

2. 练习电测法中的半桥联接的测试方法。

3. 练习多点应变的测量方法。

操作技能：

1. 掌握电测系统的电路联接、平衡调试和测读。

2. 练习电阻应变仪与预调平衡箱的联合使用。

三、实验原理

根据拉伸时的虎克定律，在比例极限内，材料的应力与应变之比是常量，即为该材料的抗拉弹性模量 E。其数学表达式为

$$E=\frac{\sigma}{\varepsilon}. \quad (6)$$

任何材料在轴向拉伸时，沿轴向伸长，而横向略有收缩。在比例极限内，它的横向应变 ε_2 与轴向应变 ε_1 之比是个常量，即

$$\left|\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}\right|=\mu. \quad (7)$$

比值 μ 就称为泊松比。

如图 11-4 所示，在矩形截面拉伸试件的面上，沿轴线方向布贴平行和垂直的两个测量应变片 R_1、R_2，以及另一补偿块上的补偿应变片 Rt_1、Rt_2。按半桥联接，接入预调平衡箱，由切换开关，进行逐点测试。当试验机向试件逐级施加等值增量载荷 P_0、$P_1\cdots\cdots P_n$，其前后两次载荷的差值，就得到一系列等精度的载荷值 $\Delta P=P_i-P_{i-1}$，除以试件原面积 A_0，便得到试件的应力增值 $\Delta\sigma=\frac{\Delta P}{A_0}$。与逐级加载的同时，用电测法逐级测读相应的应变量 εd_0、$\varepsilon d_1\cdots\cdots\varepsilon d_n$，其差值为一系列对应的应变增量 $(\Delta\varepsilon ds)_i=\varepsilon d_i-\varepsilon d_{(i-1)}$，用逐差法计算出试件的平均应变增值 $\Delta\varepsilon d_s$，那么

$$E=\frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon d_s}; \quad (8)$$

$$\mu=\left|\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}\right|=\frac{\varepsilon d_2}{\varepsilon d_1}. \quad (9)$$



图 12-4　应变片贴片示意图

四、装置与设备

1. 拉伸试验机一台。
2. 静态电阻应变仪一台。
3. 预调平衡箱一台。
4. 贴有纵、横向应变片的拉伸试件。
5. 配置与试件相同材料、尺寸和贴片的补偿块。

五、实验步骤与数据记录

1. 预加载，消除间隙。
2. 分级加载，记录不同时间应变。
3. 计算 $\Delta\sigma$。
4. 计算 $\Delta\varepsilon$。
5. 计算 E。
6. 计算 μ。

第二节　光弹性法

光弹性法是一种光学的应力测量方法。它是采用具有双折射性能的透明材料作成与实际

构件形状相似的模型，并在其上施加与实际构件载荷相似的外力，置于偏振光场中，由于偏振光的干涉，形成明暗相间的条纹，这些条纹指示了模型内部各点的应力情况，可用来确定模型各点的应力，再根据模型相似理论，换算成实际构件中的应力、其精度能满足设计要求。

光弹性法是全域性的实验方法，直观性强；能有效和准确地确定结构的应力集中；从强度观点寻求结构合理的几何形状比较迅速、经济；可用来确定结构表面和内部各点的应力，不仅能用于平面问题的应力分析，而且能用于三维问题以及动应力、热应力和塑性变形等的研究。在许多领域都有较广泛的应用。

光弹性法所使用的仪器为光弹性仪，一般由光源（包括单色光源和白光光源）、一对偏振镜、一对 1/4 波片以及透镜和屏幕等组成，其装置简图如图 12-5。

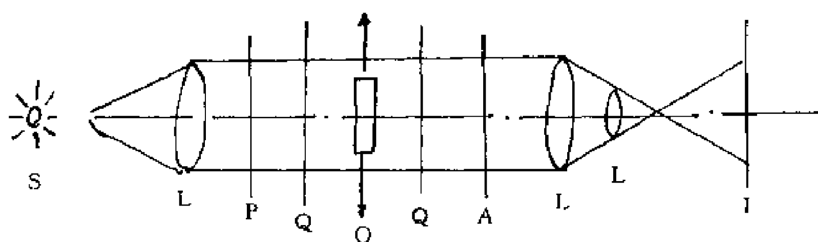


图 12-5 光弹性仪装置简图

S：光源；L：透镜；P：起偏镜；Q：1/4 波片；A：检偏镜；O：试件；I：屏幕

光弹性实验中最基本的装置是平面偏振光装置（图 12-6），它主要由光源和一对偏振镜组成，靠近光源的一块称为起偏镜，另一块称为检偏镜。当两偏振镜轴正交时形成暗场，通常调整一偏振镜轴为竖直方向，另一为水平方向。当两偏振镜轴互相平行时，则呈亮场。

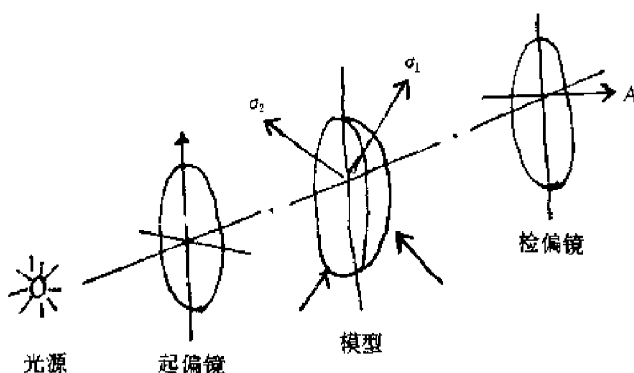


图 12-6 平面偏振光装置

在正交平面偏振光场中，由双折射材料制成的模型受力后，则使入射到模型的平面偏振光分解为沿各点主应力方向振动的两列平面偏振光，且其传播速度不同，通过模型后，产生光程差 Δ，此光程差与模型的厚度 h 及主应力差（$\sigma_1-\sigma_2$）成正比，即

$$\Delta=Ch\ (\sigma_1-\sigma_2). \tag{10}$$

其中 C 为比例系数，此式称为平面应力光学定律。

当光程差为光波波长 λ 的整数倍时，即

$$\Delta = N\lambda \qquad N=0,1,2\cdots\cdots \tag{11}$$

产生消光干涉，呈现暗点，同时满足光程差为同一整数倍波长的诸点，形成黑线，称为等差线，由式（10）和式（11）可得到

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{Nf}{h} \tag{12}$$

其中 $f=\frac{\lambda}{C}$ 称为材料条纹值。由此可知，等差线上各点的主应力差相同，对应于不同的 N 值则有 0 级、1 级、2 级……等差线。

此外，在模型内凡主应力与偏振镜轴重合的点，亦形成一暗黑干涉条纹，称为等倾线，等倾线上各点的主应力方向相同，由等倾线可以确定各点的主应力方向。当二偏振镜轴分别为垂直水平放置时，对应的为零度等倾线，这表明等倾线上各点的主方向皆与基线（水平方向）成零度夹角，此时若再将偏振镜轴同步反时针方向旋转 10°即得 10°等倾线，其上各点主应力方向与基线夹角为 10°，其他依次类推。

等差线和等倾线是光弹性法提供的两个必要的资料，据此可根据模型的受力特性计算其应力。

为了消除等倾线以便获得清晰的等差线图，在两偏振镜之间加入一对 1/4 波片，以形成正交圆偏振光场，各镜片的相对位置如图 12-7 所示。

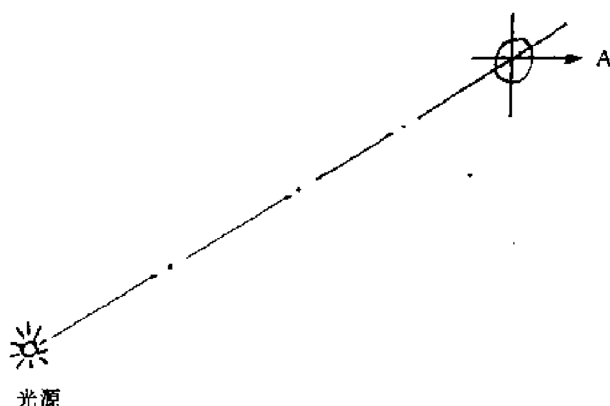


图 12-7　正交圆偏振光场布置简图

一般观测等差线时，首先采用白光光源，此时等差线为彩色，故亦称为等色线，当 N=0 时呈现黑色，等差线的级数即可根据零级确定非零级条纹场为彩色，色序按黄红绿次序指示差主应力差（$\sigma_1-\sigma_2$）的增加，并以红绿之间的深紫色交线为整数条纹，在具体描绘等差线图时，可采用单色光源如钠光，以提高测量精度。

附实验 3　光弹性实验方法观察

一、实验目的

1. 了解光弹性仪各部分的名称和作用，掌握光弹性仪的使用方法。
2. 观察光弹性模型受力后在偏振光场中的光学效应。

二、实验设备与模型

1. 光弹性仪一台。

2. 光弹性模型数个——单端固定桥、两基牙双端固定桥、三基牙双端固定桥、梁等。

三、实验步骤

1. 观看光弹性仪的各个部分，了解其名称和作用。

2. 取下光弹性仪的两块 1/4 波片，将二偏振镜轴正交放置，开启白光光源，然后单独旋转检偏振镜，反复观察平面偏振光场光强度化情况，分析各光学元件的布置和作用，并正确布置出正交和平行两种平面偏振光场。

3. 调整加载杠杆，放入固定桥模型，使之桥体殆面中央受压，逐级加载，观察等差线与等倾线的形成。同步旋转两偏振镜轴，观察等倾线的变化及特点。

4. 在正交平面偏振场中加入两片 1/4 波片。先将一片 1/4 波片放入并转动之使成暗场，然后转 45°，再将另一 1/4 波片放入并转动使再成暗场即得双正交圆偏振光场。此时等倾线消除，在白光光源下，观察等差线条纹图，分析其特点。再单独旋转检偏镜 90°，则为平行圆偏振光场，观察等差线的变化情况。

5. 熄灭白光，开启单色光源，观察模型中的等差线图，比较两种光源下等差线的区别和特点。

6. 换上其他 1～2 个模型，重复步骤 3～5，观察在不同偏振光场和用不同光源的情况下，模型内等差线和等倾线的特点和变化规律。

7. 关闭光源，取下模型，清理仪器、模型及有关工具。

四、实验报告要求

1. 绘出光弹性仪装置简图，简述各光学元件的作用。

2. 简要说明仪器调整过程，并绘出正交和平行平面偏振光场以及圆偏振光场布置简图。

3. 简述在不同偏振光场和不同光源下观察到的模型中的干涉条纹现象。

第三节　全息干涉法

全息干涉法是利用全息照相技术进行干涉计量的方法。在实验应力分析中，全息干涉法可用于位移或变形场测量、应变分析、振动分析、断裂力学、材料研究及生物医学研究等方面，它是有发展前途的实验应力分析方法之一。与目前常用的力学测量方法和经典干涉仪相比，全息干涉法具有很多独特的优点：

1. 非接触式测量。

2. 粗面干涉　不要求物体必须是光学表面。因而扩大了测试的范围。

3. 时间分割干涉　使不同瞬时所存在的两个波面进行干涉，从而对同一物体经时间变化所引起的差异进行干涉测定。

4. 全场测量。

5. 高灵敏度和高精度　根据测得的数据所算出的位移，是以光波波长为计量单位的，具有高的灵敏度和精度。

6. 共同光路干涉　只要在物体变化前后光路不改变，进行干涉的二束光波经过同一光路时，光路系统中的各种干扰因素就会相互抵销。因此，对光学元件的质量和装调方面的要求，没有经典干涉仪严格。

7. 多重干涉　一张全息图上，可以重叠记录很多光波，并能同时再现。

8. 适用面广　对各种材料、形状、表面状况的物体以至生物体，在各种受载条件和工作环境下的力学测量几乎都适用。

全息照相是利用物光光波和与其相干的另一束光波即参考光相干涉，将物体光波的全部信息即振幅与位相记录在底片上，得到全息图，再利用一束相干光照射全息图，发生光的衍射，使物体光波再现，得到物体的立体像。用于全息照相记录的典型光路如图 12-8。物光和参考光在全息底片上相遇，发生干涉，形成一幅非常复杂的干涉条纹，并由全息底片记录下来，将曝光后的全息底片经显影定影处理后，即得到全息图。如将全息图放回原光路系统，仅用参考光照射底片，全息底片上的干涉条纹相当于一衍射光栅，参考光被全息图衍射，其中沿着原来物光波传播方向的一级衍射波即为物光波再现，得到物体的虚像。这一虚像可用照相机摄影。甚至一小块全息底片也包含有足够产生整个物体图像的信息。这是因为在记录时有关光从物体上每个可见点，反射到全息底片的每一点。

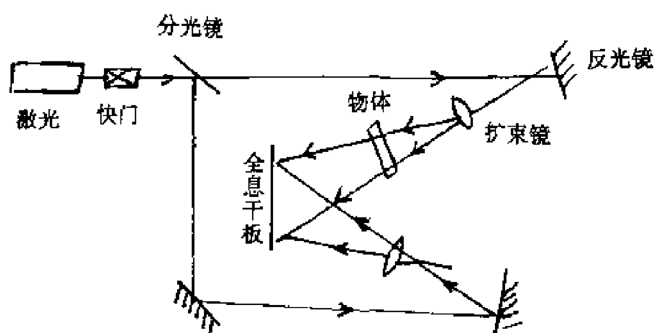


图 12-8　全息照相光路图

全息干涉术的基本装置包括激光器、防震系统、光学元件以及记录介质等。激光器用来得到相干光，光强要有足够强，通常用氦氖激光器，波长为 632.8nm，功率为 5～20mw。全息照相的整个拍摄装置需置于防震台上，防止模型和各光学元件受到实验室地面的振动或运动的影响．防震台要防震还要有一定刚度、防震台上可用钢平台，防震措施可因地制宜设计。光学元件包括分光镜、反光镜、扩束镜等。记录介质要求分辨率高。

在拍摄全息图时应使物光与参考光的光程基本相等（图 12-9）。两束光交于底片的夹角以 20°左右为宜，参考光与物光的光强比值可取 1∶5。

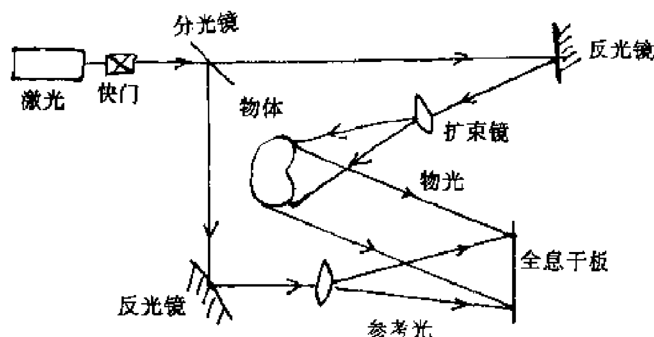


图 12-9　光程差分析图

附实验4　用全息干涉法测量悬臂梁的挠度

一、实验目的

1. 初步掌握全息照相技术

2. 利用双曝光法测量悬臂梁端部受集中载荷时，梁的挠度。

二、实验原理和方法

全息干涉用于位移测量时，常采用双曝光法，即在物体变形前后两次曝光拍摄全息图，再现时，则有物体变形前后的两束物光波，由于它们的光程不同，故发生干涉，形成与位移或变形有关的干涉条纹图。若两次曝光之间物体位移为 d，照明方向与位移方向间的夹角为 θ_1，观察方向与位移方向间夹角为 θ_2（图 12-10）。

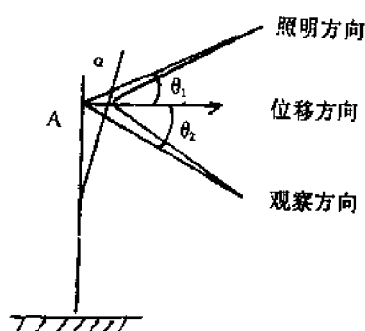


图 12-10　两次曝光位移图

两次曝光全息图的再现光强为

$$I=K\cos^2\frac{1}{2}\left[kd\left(\cos\theta_1+\cos\theta_2\right)\right] \tag{12}$$

式中，K 为与振幅有关的常数，$K=\frac{2\pi}{\lambda}$称为波数。

当采用照明方向与观察方向重合，且与被测点的法线方向一致时，则再现光强为

$$I=K\cos^2 Kd \tag{13}$$

由此可得到法线方向的位移为

$$d=\frac{N\lambda}{2}\quad 对应于亮条纹$$

$$d=\frac{2N+1}{4}\lambda\quad 对应于暗条纹$$

式中N为整数。相邻两明（暗）条纹间位移差为半波长。

三、实验设备与试件

1. 全息工作台及光学元件。

2. 氦氖激光器。

3. 全息底片。

4. 普通照相机，暗室及冲洗设备。

5. 加载装置。

6. 矩形截面积铝梁或钢梁一个（或骨梁），矩形截面梁可用虎钳夹紧以实现固支，加截可通过一滑轮，用砝码实现（图 12-11）。

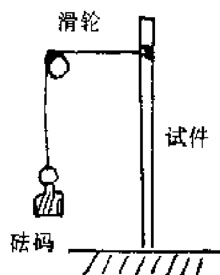


图 12-11 加载示意

四、实验步骤

1. 按图 12-11 所示，调整光路系统装置，紧夹固定好试件，应使物光与参考光的光程基本相等，且使照明方向与观察方向和梁的挠度方向一致，即使 $\cos\theta_1=\cos\theta_2\approx1$，两束光交于底片的夹角以 20°左右为宜，参考光与物光光强比为 1∶5。

2. 拍摄全息图　用两次曝光法拍摄梁加载前后的全息图。全息底片与梁的挠度垂直，未加载时曝光一次，然后轻轻加载，再曝光一次，两次曝光时间可相同。将曝光后的全息底片显影定影处理。

3. 反拍与复制　将全息底片用激光再现，用普通相机对再现光强进行拍照，并复制成条纹图照片。

五、实验报告要求

1. 简述实验目的及过程。
2. 印制悬臂梁端部受集中载荷时的干涉条纹图照片。
3. 根据条纹图计算悬臂梁的挠度．划出挠度曲线并与理论计算结果比较。

第四节　激光散斑干涉法

当用相干性极好的激光照射到漫反射物体表面时，则物体表面上各点发生散射，由于这些散射光的相互干涉，在物体表面前方的空间形成了无数随机分布的亮暗斑点，称为激光散斑。这种随机分布的散斑结构称散斑场。显然散斑的尺寸和形状与照射光的光波、物体表面结构及所观察的位置有关，因此如物体发生变形时，其散斑随之发生变化，物体的散斑虽然是杂乱无章随机分布，但物体变形前后相对应的散斑之间变化有一定规律，带有物体变形的信息．散斑干涉计量就是利用散斑场与产生此散斑场的物体有一一对应关系，比较物体变形前后散斑场的变化，从而测得物体各部分的位移或应变。用激光散斑干涉法测量物体变形时，一般分成两步进行，第一步是拍散斑图；第二步是采用逐点或全场分析法，将散斑图中所需变形（位移或转角）信息分离出来。

激光散斑干涉法具有光学测量方法的共同优点：非接触式测量，可以遥感，得出结果可直观显示，并可给出全场情况。它的测量灵敏度一般是以微米级为量度单位的，且在一定范

围内可以调节。此外，它的实验设备简单，试验的防震要求较低，环境气流影响较小，数据处理简单。

目前激光散斑干涉法已成为固体力学实验应力分析的重要手段之一，应用于断裂力学、塑性变形、瞬态变形，各向异性材料、生物力学、无损检测等领域。它是一个有前途正在发展的测量方法。

附实验5　用激光散斑干涉法测量面内位移

一、实验目的

1. 了解用激光散斑干涉法测量面内位移的方法。
2. 掌握激光散斑干涉法测量面内位移技术。
3. 学会对激光散斑干涉法所得条纹（逐点和全场）的分析。

二、实验装置与方法

1. 实验装置有：激光器、加载装置、扩束镜、试件、富化变换透镜、照相机及全息干板与全色负片。

实验所用的加载装置为一矩形等截面悬臂梁。用激光散斑干涉法测量此悬臂梁在自由端受集中力时，梁中性层的弯曲挠度。

散斑图的拍摄采用图12-12所示光路及装置进行，将激光器经扩束镜扩展均匀光射向悬臂梁的侧面。照相机的光轴垂直于梁的侧面，并与梁的中性层在同一平面内，相距梁约1米左右，对准梁的侧面进行整焦。在梁的变形前后，采用全息干板进行二次曝光，即得包含梁弯曲挠度信息的散斑图。在拍摄散斑图时，激光光源可采用氦氖激光器。因为直接对散斑进行拍摄，应采用具有分辨率较高镜头的相机。

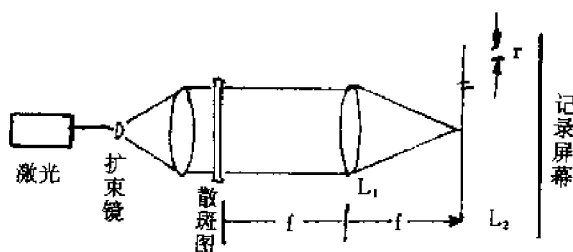


图12-12　全场分析光路图

散斑图的分析可采用逐点和全场二种方法，逐点分析光路如图12-13所示，用激光光束照射梁的散斑图（在梁的中性层某一点上），根据双孔衍射原理，在距散斑图l远处屏幕上出现杨氏条纹，若条纹间距为h，像的放大倍数为M，激光光波长λ（$\lambda=632.5\text{nm}$），按公式$d=\frac{\lambda l}{Mh}$即可求得梁在此点的挠度，l愈大则条纹间距愈大，测量结果较精确，但l太大则光弱，条纹清晰度差，因此l需要选择恰当。

全场分析的光路及装置如图11-22所示，将激光经扩束镜和准直镜后成为平行光照射在散斑图上，散斑图置于L_1变换透镜前焦面x_0y_0平面处，在L_1透镜的后焦面（xy平面）处，放置一张在y轴上距原点为Y处开一小孔的黑纸（或黑色胶片）。经过成像透镜L_2（或照相机镜头），在x_1y_1像平面上即可得亮暗相间的全场干涉条纹。条纹级数可根据悬臂梁变形性质来确

定，因固定端位移为零，此处条纹级数 N 等于零，因此按顺序定出其它各级条纹级数。因滤波孔位置在 y 轴上，相距原点为 Y，梁的 y 轴方向位移即梁的挠度 W，则：

$$W=\frac{N\lambda f}{Y}\quad 亮条纹$$

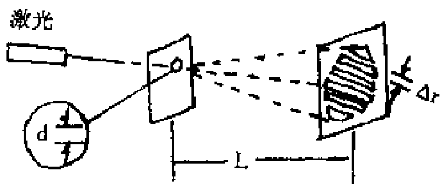


图 12-13　逐点分析法光路图

已知 N、λ、f 和 Y 等值，便可从上式求出梁的挠度 W。(在全场分析时，变换透镜孔径应大于试件，因悬臂梁尺寸较大，如没有大孔径镜头，试件可改为对径受载的图板)。

三、实验步骤

1. 试件表面准备　一般用激光散斑干涉法测量面内应变时，试件表面可不作处理，但为了取得较好漫射面，可在被测表面上涂一层白色广告颜料。

2. 散斑图的拍摄

(1) 按照要求布置方路。

(2) 照相机对准悬臂梁的侧面进行调焦后，装上全息干板。在未加载前，进行第一次拍摄。

(3) 加载后，进行第二次拍摄 (曝光时间和第一次相同)。同时用千分表测定梁的各点挠度 (取 6 个测点)。为形成双孔衍射，梁的载荷不能太大，应使其挠度最大值约为 0.1mm 左右。

(4) 对全息干板进行冲洗，得到梁的二次曝光散斑图。

3. 逐点分析

(1) 按照图 12-13 所示方法布置光路。

(2) 将散斑图中梁中性层沿长度等分六个测点。

(3) 用激光光束逐点照射这些测点，在屏幕上可得六个相应杨氏条纹图。亦可用相机对准屏幕对焦，用全色底片进行拍摄。

(4) 根据所得杨氏条纹，按下表程序，求出梁的各点挠度。

4. 全场分析

实验报告表

测　点	1	2	3	4	5	6
距固定端距离						
条纹间距 h						
挠度 $W=\frac{L\lambda}{Mh}$						

注：表中 M 为像放大系数

（1）将散斑图按前述要求放置于图 12-13 光路中。

（2）在 xy 平面（变换平面）上，放置一不透光黑纸（或胶片），黑纸上沿 y 轴在距原点 Y 处开一小孔，经过成像镜 L_2（相机镜头），在成像平面上可得全场干涉条纹，用全色底片进行拍摄。亦可直接从小孔处，向散斑图方向观察条纹，或在黑纸后置一屏幕，在屏幕上可得全场干涉纹，进行观察。

（3）确定干涉条纹级数，按下表进行计算求得梁的挠度。

条纹级数 N
在像上距固定端距离 X′
在试件距固定端距离 X＝MX′
挠度 $W=\frac{N\lambda}{Y}$

注：M 为像的放大系数

四、实验报告要求

1. 列出在实验中拍摄所得散斑图及逐点分析所得条纹图像片。
2. 计算梁的挠度。
3. 根据所测挠度值作沿梁长度的挠度曲线，并与理论计算挠度曲线进行分析比较。

（陈新民）